

Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zařízení pro měření EEG
EEG Device

2014

Radek Halfar

Zadání bakalářské práce

Student: **Radek Halfar**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Zařízení pro měření EEG**
EEG Device

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou snímání EEG.
2. Rešerše stávajícího stavu řešení problematiky měření EEG v telemetrii.
3. Návrh a realizace funkčního zařízení pro měření a předzpracování EEG s možností využití v telemedicině.
4. Provedení testů vytvořených zařízení a srovnání se standardními přístroji pro měření EEG.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] CHMELAŘ, Milan a Jiří ROZMAN. *Lékařská přístrojová technika*. 1. vyd. Praha: VUT, 1982, 181 s.
[2] BRONZINO, Joseph D. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton(USA): CRC Press, 1995. 2896 s. ISBN 0849383463/978-0849383465.
[3] SETIJADI, Ary, Ori NOVANDA and Tati L. R. MENGKO. Development of an experimental portable electroencephalograph (case study: Alpha wave detector). In *International Conference on Electrical Engineering and Informatics (ICEEI)*, Bandung, 17-19 July 2011. pp.1-6. ISBN 978-1-4577-0753-7. doi: 10.1109/ICEEI.2011.6021817. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6021817>

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Černý, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014




doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny použité literární zdroje a publikace, ze kterých jsem čerpal.



Radek Halfar

Datum odevzdání bakalářské práce: 7. 5. 2014

V Ostravě

dne 7. 5. 2014

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval Ing. Martinu Černému, Ph.D., za jeho odborné rady a vynikající vedení po celou dobu tvorby mé práce. Dále bych rád poděkoval Ing. Maroši Šmondrkovi za pomoc, kterou mi poskytl při tvorbě softwarové části práce, mému spolužákovi Janu Foltynovi za jeho praktickou pomoc a v neposlední řadě mé přítelkyni, Libuši Horáčkové, která mi vytvořila vynikající pracovní prostředí.

Abstrakt

Snímání biologického signálu patří v dnešní době mezi základní diagnostické prostředky. Jejich monitorováním lze nejen diagnostikovat chronické patologické procesy, ale lze jimi také odhalit (a do jisté míry predikovat) akutní stavy, které by mohly ohrozit lidský život.

Tato práce je zaměřena na snímání mozkové aktivity, jejímž vyhodnocením může být rozeznána např. epilepsie, migréna, nebo lze vytvořit neurofeedback. Její náplní je vytvoření miniaturizovaného měřicího zařízení s bezdrátovým přenosem pro měření EEG a naprogramovat uživatelské prostředí pro zobrazení načtených dat.

Klíčová slova

EEG, biozesilovač, Bluetooth 4.0, C#

Abstract

Taking a biological signal is nowadays one of the basic diagnostic tools. The monitoring can not only diagnose chronic pathological processes, but they can also detect (and to some extent predict) acute conditions that could endanger human life.

This work is focused on capturing brain activity, by evaluating them can be recognize e.g. epilepsy, migraine, or you can create neurofeedback. The aim of work is to create a miniaturized measuring device with wireless transmission for measuring EEG and programmed user interface for displaying the read data.

Key words

EEG, bioamplifier, Bluetooth 4.0, C#

Seznam použitých symbolů a zkratk

SoC	System on Chip
TI	Texas Instruments
ADC	A-D převodník
A_{VDD}	Napájení analogové části obvodu
DMA	Direct memory access (přímý přístup do paměti)
Gain	Zesílení
DPS	Deska plošných spojů
V_{PP}	Napětí špička-špička
GUI	Graphic user interface (grafické uživatelské rozhraní)
Baud rate	Modulační rychlost
FIFO	First in, first out (první dovnitř, první ven)
MSB	Most significant bit (nejvýznamnější bit)
LSB	Least significant bit (nejméně významný bit)
OLP425	bluetooth modul cB-OLP425
HP	Horní propust'
DP	Dolní propust'
OZ	Operační zesilovač
PZ	Přístrojový zesilovač
RLD	Right leg drive
BLE	Bluetooth low energy

Obsah

1	Úvod.....	1
2	Elektroencefalografie.....	2
2.1	Základní vlny (rytmy) v EEG	2
2.2	Elektrody používané v elektroencefalografii	3
2.1.1	Pasivní elektrody	3
2.1.2	Aktivní elektrody	3
2.3	Snímání signálu EEG	3
2.5	Elektroencefalograf	4
2.6	Měření přechodového odporu elektrod	5
2.7	Kalibrace přístroje.....	7
2.8	Přístroje používané ve spojení s EEG	7
2.8.1	Fotostimulátor	7
2.8.2	Fonostimulátor	8
2.9	Analýza EEG signálu	8
2.9.1	Brain mapping.....	8
3	Operační zesilovač.....	10
3.1	Základní zapojení operačních zesilovačů.....	11
3.1.1	Jednoduchý zesilovač.....	11
3.1.2	Ideální integrátor, derivátor.....	13
3.1.3	Sledovač napětí	14
3.1.4	Jednoduchý komparátor	14
4	Kmitočtové filtry	15
4.1	Pasivní filtry	15
4.2	Aktivní filtry	17
4.2.1	Topologie Sallen – Key.....	17
5	Návrh zařízení pro měření EEG.....	18
5.1	Přístrojový zesilovač, operační zesilovač.....	18
5.2	Napájení obvodu	20
5.3	Ochranný obvod.....	20
5.4	Zesilovací část.....	21
5.5	Driven right leg circuit.....	23
5.6	Konečná úprava signálu	24
5.7	Realizace zařízení.....	24

6	Návrh a realizace bezdrátového přenosu měřených dat.....	27
6.1	cB-OLP425	27
6.1.1	ADC	27
6.2	cB-OLP425 firmware.....	27
6.3	Program pro zobrazení měřených dat v PC.....	29
7	Testování.....	34
7.1	Testování analogové části	34
7.2	Testování digitální části	36
8	Závěr	40
9	Literatura:	41
10	Seznam příloh.....	42

1 Úvod

Již dlouhodobě je pozorován v naší společnosti trend stárnutí populace, to sebou nese, kromě jiných, také velmi negativní ekonomické důsledky. Za pár let zde bude velké množství seniorů vyžadující neustálou zdravotní péči a málo zdravotnických pracovníků, kteří by jim tuto péči mohli poskytnout. Je tedy velmi důležité v dnešní době hledat nové způsoby prodloužení samostatnosti starší části obyvatel a zkrátit hospitalizační dobu v nemocnici.

Jedním z možných řešení tohoto problému je kontinuální monitorování biologických signálů a jejich vyhodnocování v reálném čase, zatímco pacient je v pohodlí svého domova - biotelemetrie.

Oproti nemocničnímu snímání, kdy je možné tolerovat jistou míru nepohodlí, kvůli zvýšení přesnosti snímání, zařízení provádějící biotelemetrická měření musí pacienta co nejméně omezovat v každodenním životě. Na toto zařízení jsou proto kladeny vysoké požadavky z hlediska velikosti, výdrže, odolnosti a jednoduchosti ovládání.

Tato práce je zaměřena na snímání elektrické aktivity mozkových buněk z povrchu hlavy. V medicínské praxi se tímto snímáním rozlišuje celá řada nemocí jako například epilepsie, ADHD a poruchy spánku. Provedení tohoto vyšetření je ale velmi složité. Výsledné elektrické signály této aktivity mají na povrchu hlavy velmi nízkou amplitudu a jsou tedy velmi lehce ovlivnitelné rušivými signály nejen z vnějšího prostředí (rušení vzniklé z distribuční sítě elektrické energie, rádiové vlny) ale také ostatními biologickými signály (EKG, EOG, EMG). Je zde proveden návrh a realizace biozesilovače schopného tyto signály registrovat. Jejich bezdrátový přenos do počítače s možností tyto data ukládat a zobrazovat.

2 Elektroencefalografie

Elektroencefalografie (EEG) je diagnostická metoda pro snímání elektrické aktivity mozku. Elektrickou aktivitou nervových buněk jsou vyvolávány změny elektrického pole na povrchu hlavy. Tyto změny lze pomocí citlivých přístrojů zaznamenat. Tento záznam se nazývá elektroencefalogram. Pomocí EEG je snímán signál, který je výsledkem elektrické aktivity milionů neuronů, registrujeme tedy makrorytmy. Křivka EEG není tudíž záznam jednoho jevu v mozku, ale výsledný signál je náhodná funkce s určitým rozložením pravděpodobnosti. V mozku je vyvolávána elektrická aktivita samovolně po celý život (spontánní aktivita) a také jako odpověď na úmyslné podněty z vnějšího prostředí (evokované potenciály). Vyhodnocování takového signálu se nezaměřuje do oblasti časové, jako je tomu u EKG, ale do oblasti kmitočtové. [2]

Od prvního snímání EEG v roce 1929 Handsem Bergerem byly prozkoumány různé použití elektroencefalografu. EEG nese určitou genetickou informaci a může být tudíž použit k identifikaci osob. Další jeho použití může být ke sledování bdělosti řidičů vozidel. V klinické praxi bývá použit pro diagnostikování ADHD, epilepsie nebo alkoholismu. Při EEG video telemetrii je pacientům dlouhodobě (většinou 3-5 dní) sledována aktivita mozku a současně je nahráván videozáznam jejich aktuálního stavu. EEG biofeedback, který zobrazuje mozkové vlny v reálném čase, je používán pro zlepšení koncentrace a snížení úrovně stresu. Další využití EEG je rozhraní mozek-počítač, které by umožnilo jedincům s motorickým omezením ovládat PC a zlepšit si svůj osobní život. [3]

2.1 Základní vlny (rytmy) v EEG

Základní vlny tvořící EEG signál jsou rozděleny podle frekvence (měřeny mezi maximem a minimem) a označují se řeckými písmeny

1. Vlny alfa (α) mají frekvenci 8 až 13 Hz. Bývají pozorovány nejlépe nad týlními oblastmi. Objevují se v bdělém stavu při relaxaci. Jsou tlumeny otevřením očí nebo zvýšenou pozorností. Mají amplitudu mezi 30 až 100 μV
2. Beta (β) vlny mají frekvenci je 14 až 22 Hz. Nejsou tlumeny zrakovými vjemy a vyskytují se při duševní aktivitě. Jejich amplituda je do 20 μV a jsou nejlépe snímány na frontálních elektrodách.
3. Theta (θ) jsou o kmitočtu 4 až 7 Hz. V dospělosti se fyziologicky se vyskytují ve spánku. Při jejich výskytu pouze na jednom místě nebo při dvojnásobném převýšení amplitudy vln alfa je jejich výskyt považován za patologický. Mohou výjimečně dosáhnout amplitudy 25 μV .
4. Delta (δ) se fyziologicky vyskytují u dospělých v hlubokém spánku nebo v časném dětství. Je to pomalý rytmus s frekvencí od 0,5 do 4 Hz s amplitudou 75 až 150 μV .
5. Gama (γ) mají frekvenci v rozsahu 22 až 30 Hz.

Další tvary, které lze nalézt v elektroencefalogramu jsou vlny s různou frekvencí, někdy zákonitě pospojovaných - tzv. vlnové komplexy (komplex hrot – vlna kdy po hrotu následuje pomalá oblá vlna většinou s frekvencí 3 Hz nebo K komplexy ve tvaru vyšší vlny se strmě stoupajícím ramenem a šikměji klesajícím ramenem, na něž je superponováno několik drobných alfa vln). [2]

2.2 Elektrody používané v elektroencefalografii

Elektrody slouží pro snímání elektrického potenciálu z hlavy, nebo mozku pacienta. Elektrický potenciál musí být měřením co nejméně zatížen, proto je důležité zvolit pro konstrukci elektrod vhodný materiál. Nejčastěji jsou vyráběny z kovu potaženým zlatem, chloridem stříbrným nebo platinou. [18]

2.1.1 Pasivní elektrody

Neobsahují žádný elektronický obvod. Mezi tyto elektrody patří:

- Povrchové (skalповé) elektrody bývají kruhovitěho tvaru, uprostřed vypouklé s otvorem pro plnění vodivého gelu. Jsou nejčastěji vyráběny z materiálu Ag – AgCl. Pro zajištění co nejmenšího přechodového odporu jsou používány zároveň s vodivými a abrasivními gely.
- Podpovrchové (vpichové) elektrody jsou implantovány do tkáně. Kvůli nepohodlí pacienta a riziku infekce se používají jen zřídka. Jsou technologicky velmi náročné (přívody vodičů, izolace aj.). U těchto elektrod slouží jako elektrolyt tělní tekutiny. [2, 19]
- Hlubkové (intracerebrální) elektrody jsou tvořeny jako svazek izolovaných vodičů zakončených v různé výšce. Zavádí se skrze trepanační otvor, který umožňuje vizuální kontrolu povrchu mozku. [18,19]

2.1.2 Aktivní elektrody

Tyto obvody obsahují elektronický obvod s velmi vysokou vstupní impedancí, mohou být tudíž připojeny na kůži bez použití vodivého gelu. Tyto elektrody se dělí na izolované a neizolované. [2]

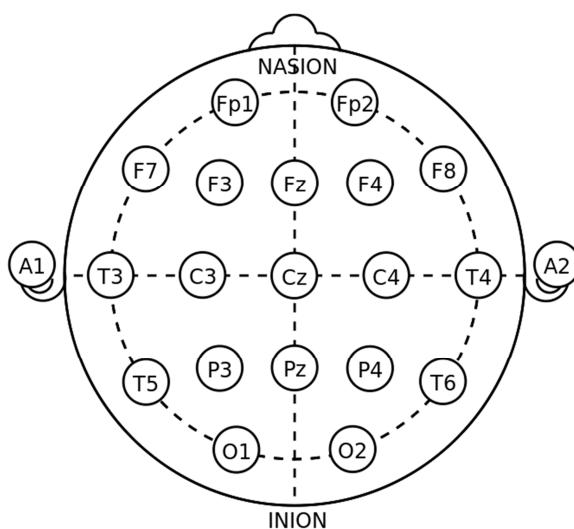
- Izolovaná elektroda je složena z kovové elektrody a vrstvy dielektriky, kterým je přiložena na kůži, čímž se vytvoří kondenzátor o velikosti 0,1 – 1 nF. Požadovaný vstupní odpor zesilovače je 0,1 – 1 GΩ. Nevýhodou těchto elektrod je, že jejich přitlačením na kůži se mění kapacita kondenzátoru. Při zmenšení kapacity se pak zvyšuje dolní mezní kmitočet, který lze přenést na vstup zesilovače. [2]
- Neizolované elektrody mají přímý kontakt s tkání. Požadovaný vstupní odpor je přibližně 1 GΩ. Jejich nevýhodou je, že vytvořením kapky potu pod elektrodou může vzniknout půlčlankový potenciál. [2]

2.3 Snímání signálu EEG

Signál je snímán elektrodami umístěnými na povrchu kůže na hlavě. Pacient při vyšetření sedí nebo leží, je fyzicky i psychicky uvolněný, nemá mrkat nebo pohybovat očima, hlavou nebo končetinami. Elektrody jsou očíslovány tak, že levá hemisféra je označena lichými, zatímco pravá polokoule sudými čísly a jejich rozmístění je podle mezinárodního systému „10-20“ tzn., že povrch lebky je rozměřen podle výčnělků na lebce a rozdělen na vzdálenosti 10 nebo 20 % délky povrchu hlavy od elektrody k elektrodě. Takto se rozmístí 19 základních elektrod. Pokud chceme snímat větším počtem elektrod lze použít systém „10-10“ nebo „10-5“. Omezení co se týče počtu použitých elektrod, je dáno velikostí lebky. Podle umístění a pospojování elektrod rozlišujeme dva druhy snímání.

1. Unipolární snímání – potenciály z různých míst na hlavě jsou snímány proti referenční elektrodě, která je umístěna na elektricky málo aktivním místě (ucho, kořen nosu)
2. Bipolární snímání – jsou srovnávány potenciály ze dvou sousedních míst nad aktivní mozkovou oblastí. Podle směru spojení jsou rozlišovány zapojení:
 - a. longitudinální (předozadní)
 - b. transversální (zleva doprava)
 - c. kruhové
 - d. triangulační (do trojúhelníka)

[1, 2]



Obr. 1 Mezinárodní systém umístění elektrod "10-20" [20]

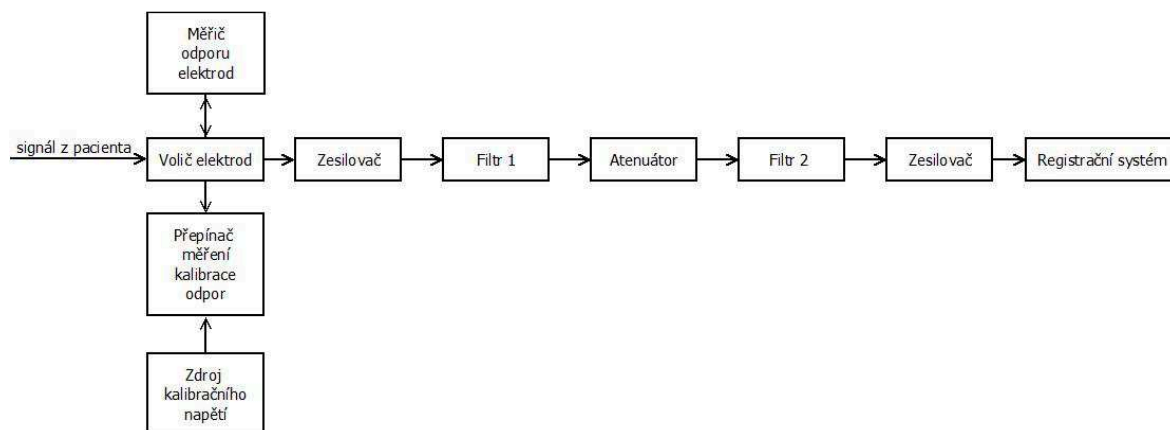
2.5 Elektroencefalograf

Elektroencefalograf je přístroj pro snímání EEG. Je konstruován jako vícekanálový (kanál je soubor všech částí příslušící jednomu registrovanému signálu). Na začátek kanálu je umístěn diferenční zesilovač, na jehož vstup je přes přepínací systém přiváděn signál ze svodových míst na těle. Zpracování signálu je složité a to z důvodu požadavků, které na elektroencefalograf klademe.

1. Připojení libovolných elektrod na libovolné zdroje.
2. Možnost přepínání mezi standartními propojeními elektrod jediným přepínačem.
3. Ruční nastavení filtrů (přenášení nejvyššího a nejnižšího signálu).
4. Nastavení zesílení v každém kanálu.
5. Přístroj musí obsahovat dostatečně velký a přesný zdroj kalibračního napětí.
6. Vzhledem k možnosti měnit časovou základnu je žádoucí zdroj časových značek.
7. Lékař musí mít možnost si označit začátek a konec jakéhokoliv děje, který je ve vztahu ke snímanému signálu.
8. V záznamu by mělo být zaznamenáno pro jaké zapojení elektrod a při jakém nastavení přístroje byl záznam pořízen.
9. Kontrola správnosti připevnění elektrod (kontroluje se měřením přechodového odporu elektroda – kůže).

Technické parametry moderních EEG přístrojů jsou dány těmito hodnotami:

- řiditelná vstupní citlivost přístroje v rozmezí 20 – 1000 $\mu\text{V/cm}$
- diskriminační činitel větší než 1000
- vstupní odpor 5 – 100 $\text{M}\Omega$
- počet kanálů je nejčastěji 8 nebo 16 (někdy i více)



Obr. 2 Blokové schéma elektroencefalografu [2]¹

Za snímací elektrody bývá zařazen jednoduchý RC filtr typu horní propust s poklesem 6 dB/oktávu pro utlumení stejnosměrného napětí z elektrod. U elektrod typu Ag-AgCl je sice rozdíl napětí v řádu mV, stále se ale jedná o hodnotu větší než je amplituda snímaného signálu. V řadě přístrojů je dolní mezní frekvence udávána velikostí časové konstanty tohoto filtru.

Ve vstupní části elektroencefalografu je zařazen přepínací systém, který ovládá základní funkce přístroje (kalibrace/měření) a přepínače elektrod. Dále je tam zařazen zdroj napětí používaný ke kalibraci přístroje a část pro měření přechodového odporu elektrod. Další část blokového schématu se opakuje tolikrát (s výjimkou části pro vytváření značek), kolik má přístroj kanálů. Jak již bylo zmíněno, přístroj potlačuje stejnosměrnou složku signálu díky zařazení horní propusti na začátek řetězce. Jeho další vlastností je nastavení citlivosti plynule a hrubě, přičemž lze frekvenční charakteristiku omezovat shora i zdola. Možnost nastavení citlivosti je velká a je dána tím, že elektroencefalograf lze požit i k záznamu jiných signálů než elektrické aktivity mozku (čímž vzniká potřeba atenuátoru). U moderních přístrojů se běžně používá bezkontaktních přepínačů a mikroprocesorového řízení funkcí. [4]

2.6 Měření přechodového odporu elektrod

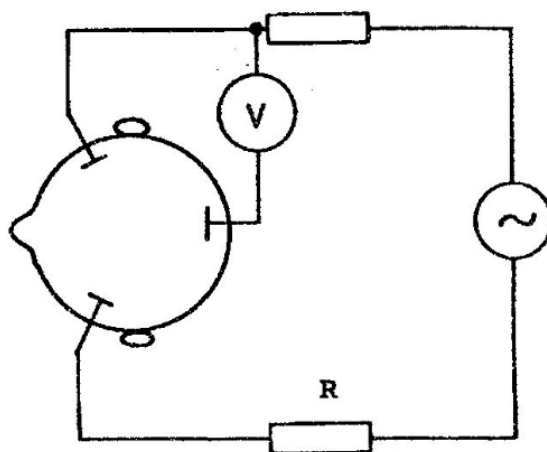
Při snímání biologického signálu je velmi důležitý kvalitní kontakt elektrody s přiléhající tkání. Je tedy žádoucí, aby přechodový odpor mezi nimi byl co nejmenší. Pro nezkreslené snímání by se hodnota tohoto odporu měla pohybovat mezi 0,1 – 5 $\text{k}\Omega$. Obvody sloužící pro toto měření lze rozdělit na dvě skupiny:

- obvody dovolující změřit přibližný přechodový odpor dvojice elektrod
- obvody dovolující stanovit přibližný přechodový odpor jedné elektrody

¹ Obrázek byl dodatečně pozměněn.

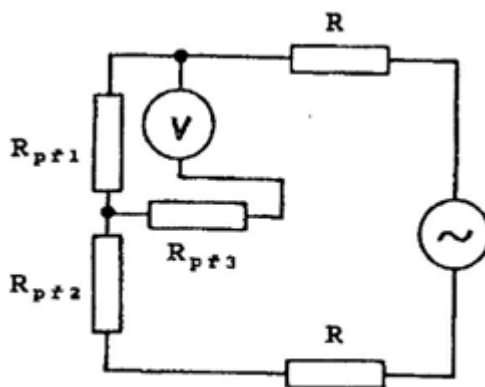
První skupinu tvoří ohmmetr. Tyto obvody jsou jednoduché, ale mají řadu nevýhod. Při měření protéká obvodem přes pacienta stejnosměrný proud, který se nepříznivě projeví na polarizaci elektrod. Navíc s touto metodou nelze změřit odpor jedné elektrody. Proto jsou nyní využívány metody měření patřící do druhé skupiny.

Obvody měřící přechodový odpor jedné elektrody lze realizovat více způsoby. Jedním ze způsobů je zapojení použité u elektroencefalografu Siemens-Elema.



Obr. 3 Obr. Měření přechodového odporu u EEG Siemens-Elema [2]

Na hlavě pacienta jsou pro jednoduchost znázorněny pouze dvě snímací a jedna zemnicí elektroda. Ve skutečnosti jsou však takto propojeny všechny elektrody. Obvod je napájen zdrojem střídavého napětí s nízkou frekvencí (okolo 15 Hz) a odpory zapojené do obvodu z něj dělají zdroj proudu. Výhoda tohoto zapojení je možnost ho napájet pouze z jednoho zdroje napětí (odpory R od sebe oddělí jednotlivé měřící okruhy).



Obr. 4 Zjednodušené náhradní zapojení obvodu pro měření odporu elektrod [2]

Kde: $R_{pf1,2,3}$ přechodové odpory elektrod
 R oddělovací odpory

Vnitřní odpor organismu je o více než řád menší, než přechodové odpory elektrod a je zapojen s přechodovým odporem elektrody sériově. Lze ho tedy zanedbat a dostaneme zjednodušené náhradní zapojení, které vidíme na obrázku.

Za předpokladu, že voltmetr bude mít dostatečně velký vnitřní odpor, bude jeho výchylka přímo úměrná úbytku napětí na $R_{př1}$. Vzhledem k tomu, že elektroencefalograf je ve své podstatě mnohokanálový registrační V-metr, lze jeden jeho kanál využít k měření přechodového odporu elektrod. Počet kanálů nám pak udává, kolik hodnot odporů jsme schopni najednou zobrazit. V moderní technice se častěji využívá jiná metoda. Protože nepotřebujeme znát přesné hodnoty jednotlivých přechodových odporů, ale stačí nám vědět, že nepřekročily námi určenou mez. Jsou jednotlivé úbytky napětí vedeny přes oddělovací zesilovače na komparátory, které pak signalizují (např. pomocí LED diod) zda jsou elektrody upevněny správně nebo jejich fixaci je nutno upravit. [4]

2.7 Kalibrace přístroje

Jelikož u snímaného signálu hodnotíme i jeho velikost, kterou pak vyjadřujeme v jednotkách napětí, musíme mít možnost kontrolovat citlivost přístroje před a po začátku měření, aby byla zajištěna zhodnotitelnost výsledků. Tuto kontrolu lze provádět několika způsoby.

1. připojením všech paralelně spojených vstupů zesilovačů k jednomu zdroji kalibračního napětí
2. připojením jednotlivých vstupů zesilovačů k samostatným vstupům kalibračního napětí
3. biologickým testem

- ad1.) Tento způsob je základní a lze ho rozdělit podle použitého zdroje napětí. Buď se dá použít generátor obdélníkových impulsů, nebo jednotkový napěťový skok. Pro obsluhu je pohodlnější využití generátoru, takže je častěji používán.
- ad2.) Touto metodou lze kalibrovat EEG i v průběhu snímání. Má však dvě nevýhody. Jedna je složitost potřebných obvodů, kdy např. pro 18-ti kanálové EEG potřebujeme 18 navzájem oddělených zdrojů kalibračního napětí. Další nevýhoda je, že při změně úrovně jednoho ze zdrojů se změní citlivost příslušného kanálu, což vede k chybnému záznamu.
- ad3.) Jako zdroj kalibračního napětí je zde využit pacient. Základem tohoto testu je totiž paralelní spojení všech vstupů zesilovačů a přivedením na ně signál z jedné dvojice elektrod. Pokud jsou kanály nastaveny všechny stejně, výsledný signál pak bude pro každý z nich stejný. Tento test je možné provádět pouze u přístrojů, které ho mají jako samostatnou funkci, nebo u elektroencefalografů u kterých lze nastavit libovolné kombinace elektrod.

[2, 4]

2.8 Přístroje používané ve spojení s EEG

2.8.1 Fotostimulátor

Přístroj pro stimulaci zraku pomocí světelných impulsů s definovanou délkou trvání, intenzitou a opakovací frekvencí (1 až 100 Hz, někdy s možností vysílat skupiny 2 až 3 záblesků s

danou opakovací frekvencí této skupiny). Energie záblesků je okolo 0,1 Ws. Společně se zábleskem světla je z něj možné snímat elektrické impulzy, které slouží k signalizaci vyslání světelného impulsu. Tohoto se dá využít k zaznačení světelného podnětu, nebo ke spuštění zprůměrování při počítačovém zpracování EEG signálu. Světelné podněty slouží k zaznamenání vyvolaných (evokovaných) odpovědí při zaznamenávání EEG signálu. Úkolem fotostimulátoru je stimulací vstupů centrálního nervového systému vyvolat jeho odpověď na daný podnět ve formě neočekávaného rysu signálu, který se při opakované stimulaci taktéž opakuje. Evokovaná napětí se dají zaznamenat z různých částí nervového systému. Pro odlišení této aktivity od spontánní EEG aktivity je využito zprůměrovací techniky. Světelné záblesky jsou vytvořeny pomocí xenonové výbojky nebo zářivkové trubice. Konstrukce fotostimulátoru závisí na druhu použité výbojky.

2.8.2 Fonostimulátor

Privádí předem definované akustické podněty pomocí sluchátek nebo reproduktoru k pacientovi. Při použití sluchátek lze kombinovat levé a pravé ucho s případným přidáním šumu. I zde platí, že při vyslání stimulačního impulsu se objeví na výstupu přístroje elektrický signál.

[2]

2.9 Analýza EEG signálu

Při analyzování EEG signálu je velmi důležité vědět, za jakých podmínek byl snímán a zda se jedná o normální nebo abnormální záznam. Hledají se především určité abnormality záznamu. Mezi ně patří hroty (grafelement, vlna s dobou trvání 80 ms) nebo ostré vlny (grafelement, podobný hrotu s dobou trvání do 200 ms). O nenormální záznam se jedná i v případě, když jsou základní rytmy pomalejší než by měly být nebo při rozdílném záznamu mezi pravou a levou hemisférou mozku (při asymetrii). Základní způsoby analýzy jsou:

- kmitočtová analýza. Na EEG signál se lze dívat jako na signál složený z dílčích složek (vlny alfa, beta, théta delta, gama). Signál je tedy převeden z časové oblasti do oblasti frekvenční. K tomuto účelu je používána diskretní Fourierova transformace, která je počítána pomocí algoritmu nazývaného rychlá Fourierova transformace (fast Fourier transform - FFT).
- intervalová analýza slouží ke zkoumání změn frekvencí jednotlivých složek elektroencefalogramu. Velikost a kmitočet vln se mění v závislosti na věku a stavu jedince.

[2]

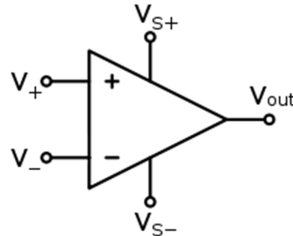
2.9.1 Brain mapping

Brain mapping, neboli topografické mapování elektrické aktivity mozku je metodika založená na zpětné projekci elektrické aktivity v jednotlivých kmitočtových pásmech na půdorys povrchu hlavy zobrazeném na monitoru počítače. Na půdorysu je také zobrazeno umístění snímacích elektrod. K zjištění elektrické aktivity v jednotlivých frekvenčních pásmech je signál rozdělen pomocí rychlé Fourierovy transformace na dílčí složky a je vypočtena průměrná výkonová hustota za určitý časový interval (např. za 10 s). Pomocí lineární interpolace se následně vypočítá její rozdělení mezi jednotlivými elektrodami. Místa se stejnou úrovní jsou spojena a vybarvena určitou barvou. Takto vytvořený obrázek půdorysu hlavy je vytvořen pro každé kmitočtové pásmo. Ve zvoleném časovém intervalu tedy lze vidět, jak je rozložena elektrická

aktivita mozku. Při opakování tohoto postupu je získán přehled o změnách, které nastaly v průběhu záznamu. Při měření evokovaných odpovědí mozku je prvním krokem použití sumační techniky pro potlačení spontánní aktivity mozku. Pro odlišení odpovědi od spontánní aktivity je nutno podnět alespoň padesátkrát opakovat. Projekcí na půdorys hlavy se pak ukáže místo vzniku vyvolané odpovědi a vývoj v závislosti na čase. [4]

3 Operační zesilovač

V dnešní době je operační zesilovač v analogové technice nejrozšířenějším funkčním blokem. Z dvojbranového pohledu se řadí mezi zdroje napětí, řízené napětím.



Obr. 5 Schématická značka operačního zesilovače [21]

Ideální OZ má nekonečně velké zesílení, nekonečně velkou vstupní impedanci a nulovou výstupní impedanci. Mezi jeho další vlastnosti patří frekvenční nezávislost a nekonečně velká potlačení souhlasného signálu (společný oběma vstupům).

V technické praxi se ale s ideálním OZ nelze setkat. Reálný operační zesilovač se od ideálního liší. Tyto odchylky jsou sepsány v katalogovém listě (datasheetu). Mezi základní parametry OZ patří:

- Napěťové zesílení A (open-loop gain) je měřeno při otevřené smyčce zpětné vazby. Tato hodnota bývá mezi 10^4 (80dB, 1 mV na vstupu = 10 V na výstupu) a 10^7 (140 dB). Udává se pro diferenční signál.
- Tranzitní frekvence f_T značí frekvenci, při které OZ přestává zesilovat. Podle typu zesilovače je 0,1 až 1000 MHz.
- Rychlost přeběhu (Slew Rate) udává, jak rychle se změní výstupní napětí, když na vstup přivedeme jednotkový skok (kolem 0,1 až 20 V/ μ s).
- Napěťová nesymetrie (offset) je vlastnost, která způsobí, že při nulovém napětí na vstupu, nebude také na výstupu nulové napětí. Tato vlastnost není konstantní, mění se s časem a teplotou. Některé OZ mají piny pro její kompenzaci.
- Vstupní klidový proud (bias current) je střední hodnota proudů tekoucí oběma vstupy při nulovém vstupním napětí.
- Proudová nesymetrie (offset) je rozdíl proudů mezi vstupy, aby bylo dosaženo nulového výstupního napětí.
- Činitel potlačení souhlasného signálu (Common Mode Rejection Ratio - CMRR) je požadován co nejvyšší. Označuje schopnost zesilovače potlačit souhlasný signál přivedený na jeho vstupy.
- Output voltage swing značí, jaký je maximální rozsah výstupního napětí. Na výstupu zesilovače se nikdy neobjeví napětí vybočující z jeho napájecího rozsahu. Na klasickém zesilovači je možno naměřit maximální napětí přibližně o 1 V menší, než jeho napájecí napětí. Pokud chceme, aby se výstupní napětí pohybovalo v rozsahu napětí napájecího, lze použít OZ a PZ typu rail to rail, které toto téměř splňují.

[11]

3.1 Základní zapojení operačních zesilovačů

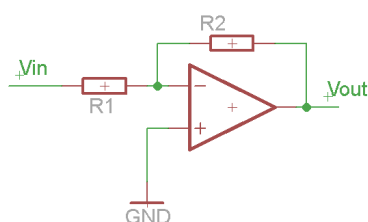
Operační zesilovače mají v dnešní elektrotechnice široké využití. Jsou zapojovány jako stejnosměrné i střídavé zesilovače, komparátory, klopné obvody, kmitočtové filtry aj. Jejich základní zapojeny jsou nakresleny a popsány níže².

3.1.1 Jednoduchý zesilovač

- Invertující zesilovač

Je jedno z nejpoužívanějších zapojení. Zesílení může být menší než 1. Vstupní impedance je rovna R_1 .

$$(3.1) \quad V_{out} = -\left(\frac{R_2}{R_1}\right) \cdot V_{in}$$

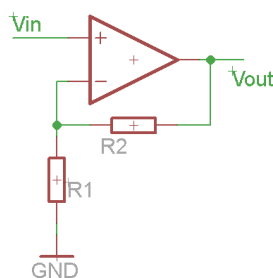


Obr. 6 Invertující zesilovač

- Neinvertující zesilovač

Zesílení je vždy větší než 1. Vstupní impedance se při tomto zapojení blíží nekonečnu.

$$(3.2) \quad V_{out} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \cdot V_{in}$$



Obr. 7 Neinvertující zesilovač

² Ve schématech použito značení běžné v datasheetech (vstupní napětí = V_{in} , výstupní napětí = V_{out})

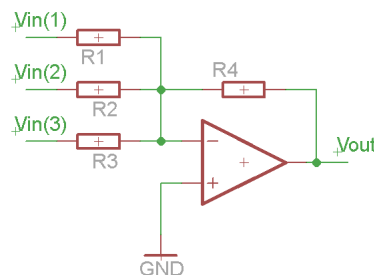
- Součtový zesilovač

Jedná se o invertující zapojení. Součet všech (1 až n) vstupních proudů se rovná proudu procházejícím přes rezistor ve zpětné vazbě. Výsledné zesílení je dáno poměrem zpětnovazebního rezistoru a rezistoru umístěného na vstupu OZ.

$$(3.3) \quad V_{out} = -\left(\frac{R_4 \cdot V_{in1}}{R_1} + \frac{R_4 \cdot V_{in2}}{R_2} + \frac{R_4 \cdot V_{in3}}{R_3}\right)$$

Za předpokladu, že bude platit $R_1 = R_2 = R_3 = R_4$ bude výsledné napětí rovno

$$(3.4) \quad V_{out} = -(V_{in1} + V_{in2} + V_{in3})$$

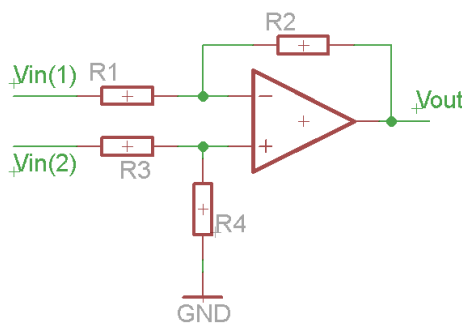


Obr. 8 Součtový zesilovač

- Rozdílový zesilovač

Vstupní napětí je úměrné rozdílu napětí na vstupech. Pro správnou funkci zesilovače musí být dodržena podmínka $R_2/R_1 = R_4/R_3$, jinak je situace zkomplikována souhlasným signálem.

$$(3.5) \quad V_{out} = \frac{R_2}{R_1} (V_{in2} - V_{in1})$$



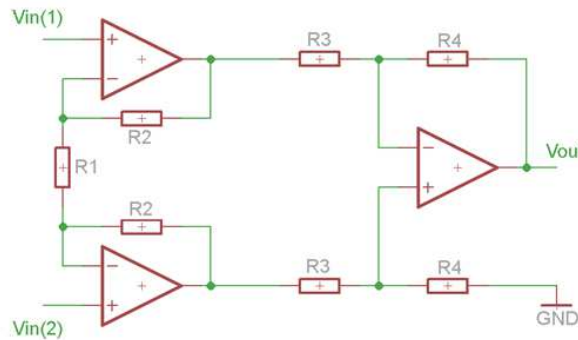
Obr. 9 Rozdílový zesilovač

- Přístrojový zesilovač

Jedná se o rozdílový zesilovač s uzavřenou smyčkou zpětné vazby. Má malou vstupní nesymetrii, vysoký činitel potlačení souhlasných signálů a velký vstupní odpor.

(3.6)

$$\frac{U_{out}}{V_{in(2)} - V_{in(1)}} = \left(1 + \frac{2 \cdot R_2}{R_1}\right) \frac{R_4}{R_3}$$



Obr. 10 Přístrojový zesilovač

Přístrojový zesilovač se vyrábí jako samostatný integrovaný obvod. Toto provedení šetří místo na DPS a je přesnější, než zesilovače postavené ze samostatných OZ.

3.1.2 Ideální integrátor, derivátor

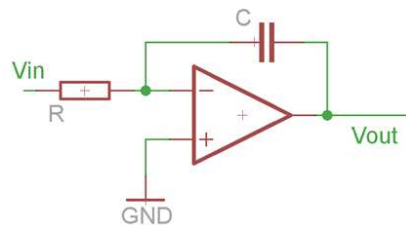
- Ideální integrátor

Integruje invertovaný vstupní signál podle času. Lze ho také použít jako DP.

(3.7)

$$V_{out} = \int_0^t -\frac{U_{in}}{R \cdot C} dt + V_0$$

kde V_0 je napětí v čase $t = 0$



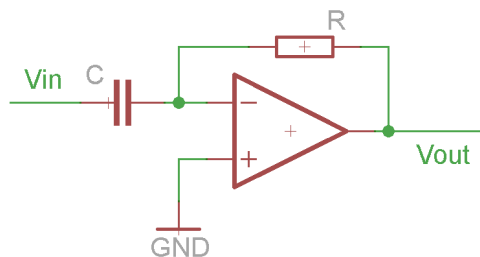
Obr. 11 Ideální integrátor

- Ideální derivátor

Derivuje invertovaný vstupní signál podle času. Lze ho použít jako HP.

(3.8)

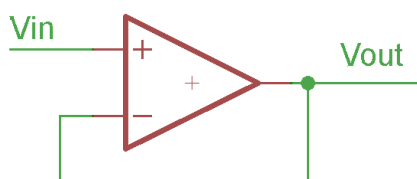
$$V_{out} = -R \cdot C \left(\frac{dU_{in}}{dt} \right)$$



Obr. 12 Ideální derivátor

3.1.3 Sledovač napětí

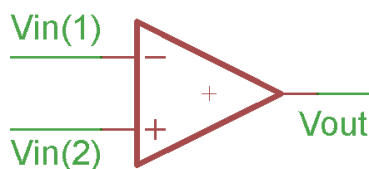
Jeho napěťové zesílení je rovno jedné. Je používán zejména pro impedanční přizpůsobení.



Obr. 13 Napěťový sledovač

3.1.4 Jednoduchý komparátor

Porovnává velikosti napětí na vstupech a podle toho se překlápí do kladné, nebo záporné saturace (maximálního, nebo minimálního výstupního napětí). Pokud je vyšší napětí na invertujícím vstupu, je komparátor na výstupu v záporné saturaci a naopak.



Obr. 14 Jednoduchý komparátor

[11]

4 Kmitočtové filtry

Frekvenční filtrace patří mezi základní úpravy signálu. K jejímu docílení jsou používány kmitočtové filtry, což jsou dvojbrany, které mají za úkol potlačit určitou část frekvenčního spektra signálu. Mezi jejich nejdůležitější parametry patří mezní frekvence f_0 a řád filtru (určuje, je rychlé bude potlačení nechtěných kmitočtů). Základní dělení kmitočtových filtrů je podle jejich frekvenčních charakteristik.

- Dolní propust' – propouští nižší frekvence než je frekvence f_0
- Horní propust' – propouští vyšší frekvence než je frekvence f_0
- Pásmovou propust' – propouští jen určité pásmo frekvencí
- Pásmovou zádrž – potlačuje určité pásmo frekvencí. Mezi tyto filtry patří i tzv. notch filtr, který se používá k odfiltrování určité frekvence (využíván pro odfiltrování rušení z distribuční sítě).

Další možné dělení je z hlediska zesílení signálu.

- Aktivní filtry – obsahují aktivní součástky, dokážou zesílit signál.
- Pasivní filtry – postaveny pouze z pasivních součástek, nedokážou zesílit signál.

Nebo z hlediska jejich provedení.

- Analogové – postaveny z analogových součástek.
- Číslicové – výpočetní program, mohou dosahovat daleko vyšších řádů než analogové filtry.

4.1 Pasivní filtry

Také nazývány pasivní RLC filtry jsou skládány, jak již název napovídá, z pasivních prvků, konkrétně z rezistorů, kondenzátorů a cívek. Výhoda těchto filtrů spočívá v jejich jednoduchosti. Jelikož tyto filtry nezesilují signál, nebývají konstruovány ve vyšších řádech.

Filtry mohou být postaveny v různých topologiích. Nejjednodušším uspořádáním je tzv. RC článek, který lze vidět na obr. 15 a 16. Tyto filtry jsou 1. řádu tzn., že jejich útlum je 20 dB/dek (filtr 2. řádu má útlum 40 dB/dek, 3. řádu 60 dB/dek atd.). Jejich zapojení lze realizovat i s cívkou, musí být ale prohozeno umístění prvků. Výpočet mezní frekvence je následující.

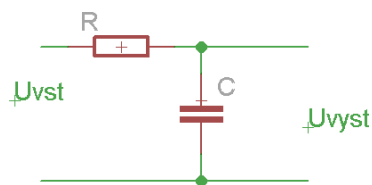
$$(4.1) \quad f_0 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \tau}$$

τ je zde časová konstanta. Její výpočet je jiný podle toho, zda je v obvodu použitý kondenzátor, nebo cívka. V případě použití kondenzátoru.

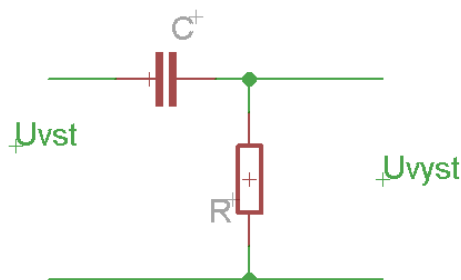
$$(4.2) \quad \tau = R \cdot C$$

A pokud bude použita cívka.

$$(4.3) \quad \tau = \frac{L}{R}$$

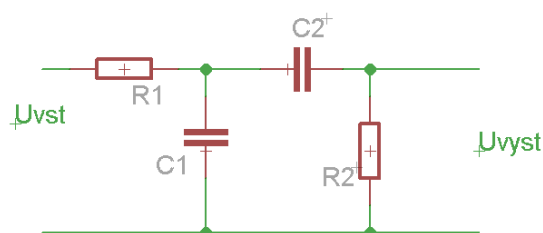


Obr. 15 Dolní propust'

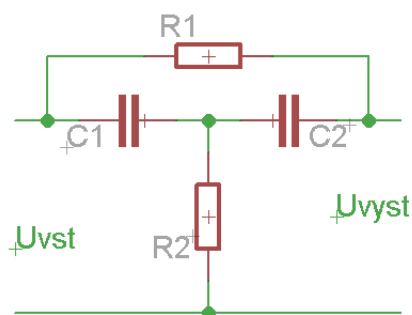


Obr. 16 Horní propust'

Vypočtená mezní frekvence pak značí, kdy v propustném pásmu dojde k poklesu o 3 dB. Nejjednodušší pásmovou propust' lze realizovat spojením horní a dolní propusti (obr. 17). Počítání jejích mezních frekvencí je totožné, jako v minulém případě. Na obr. 18 pak lze vidět přemostěný T článek, který funguje jako pásmová zadrž.



Obr. 17 Pásmová propust'



Obr. 18 Pásmová zadrž

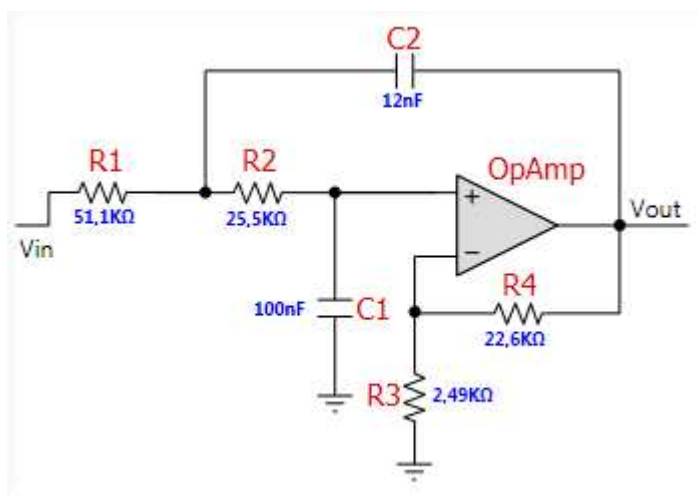
4.2 Aktivní filtry

Tyto filtry obsahují aktivní prvek (operační zesilovač, tranzistor). Jsou složitější než pasivní filtry a pro jejich funkci vyžadují napájení. Jejich výhodou je dosažení vyššího útlumu než pasivní filtry. Tyto filtry mohou být postaveny například v topologii typu Sallen – Key.

4.2.1 Topologie Sallen – Key

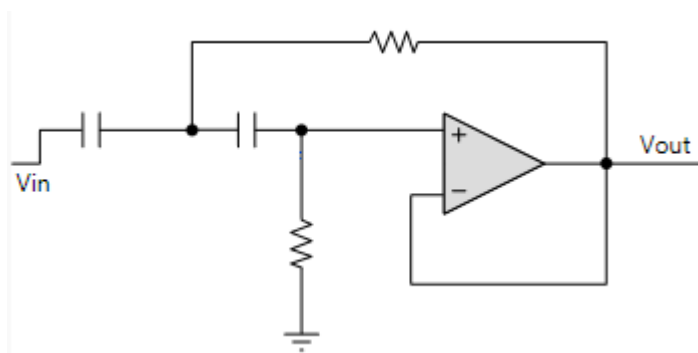
Tato topologie označuje aktivní filtry 2. řádu a je často užívána pro svou jednoduchost. Zesílení je v tomto obvodu neinvertující a je nastaveno dvěma oddělenými rezistory.

Na obr. 19 lze vidět příklad topologie Sallen – Key. Jedná se o dolní propust' s mezní frekvencí 100 Hz a zesílením 10 V/V, navrženou ve vývojovém prostředí FilterPro od TI. Zesílení je zde nastaveno odpory R3 a R4.



Obr. 19 Topologie Sallen – Key, dolní propust' (vytvořena ve vývojovém prostředí FilterPro)

Pro nastavení zesílení $G = 1$, je invertující vstup připojen přímo na výstup, jak lze vidět na obr. 20.



Obr. 20 Topologie Sallen – Key, horní propust' (vytvořena ve vývojovém prostředí FilterPro)

5 Návrh zařízení pro měření EEG

Zařízení slouží pro snímání, zesílení a zpracování elektrického potenciálu způsobeného mozkovou aktivitou. Tento signál musí být nejprve sejmuto, následuje vytvoření diferenčního signálu pomocí přístrojového zesilovače a jeho zesílení. To je navrženo v několika stupních, aby se předešlo saturaci. Za každým zesilovacím článkem je HP pro odstranění stejnosměrné složky. Posledním článkem je jeho filtrace od rušivých složek.



Obr. 21 Blokové schéma elektroencefalografu

Protože je nevýhodné zapojovat při vícekanálovém snímání několik nezávisle fungujících zařízení, je DPS vyhotoveno ve dvou provedeních. Jedna DPS, pojmenovaná Main, slouží jako samostatně fungující kanál pro snímání EEG. Druhý typ DPS, pojmenovaný Channel, lze pomocí pinů připojit k Main. Obvod funguje jako další kanál pro snímání EEG, ovšem nelze ho použít samostatně, protože neobsahuje obvody pro vytvoření symetrického napájení a výstup pro RLD elektrodu. Úplná schémata zařízení jsou uvedena v přílohách.

5.1 Přístrojový zesilovač, operační zesilovač

Pro správnou funkci zařízení je zásadní správný výběr OZ a PZ s odpovídajícími parametry. Jejich špatný výběr může výrazně degradovat celý obvod. Na zesilovače jsou kladeny zejména tyto požadavky:

- vysoký vstupní odpor
- vysoký poměr potlačení souhlasných signálů
- nízký vstupní offset
- malý šum

Přístrojový zesilovač je zařazen na začátek zesilovacího řetězce a provádí odečet vstupních signálů. V tab. 1 je zobrazeno porovnání několika vlastností 4 různých přístrojových zesilovačů (hodnoty vypovídající o šumu nejsou v tabulce uvedeny, výrobci totiž nepožívají jednotné parametry).

název	AD620BRZ	INA826AID	INA114BU	INA118UB
Výrobce	ANALOG DEVICES	TI	TI	TI
cena*	310,81 CZK	78,82 CZK	374,49 CZK	465,70 CZK
napájecí napětí [V]	$\pm 2,3 - \pm 18$	$2,7 - 36,$ $\pm 1,35 - \pm 18$	$\pm 2,25 - \pm 18$	$\pm 1,35 - \pm 18$
Input Offset Voltage (max) [μ V]	50	150	$\pm 50 + 100/\text{Gain}$	$\pm 50 \pm 500/\text{Gain}$
Input Impedance Differential [$G\Omega \parallel pF$]	$10 \parallel 2$	$20 \parallel 1$	$10 \parallel 6$	$10 \parallel 1$
Input Impedance Common-Mode [$G\Omega \parallel pF$]	$10 \parallel 2$	$10 \parallel 5$	$10 \parallel 6$	$10 \parallel 4$
CMRR (typ, G=10) [dB]	110	115	115	110
Slew Rate [V/ μ s]	1,2	1	0,06	0,09
* cena 29. 4. 2014, http://cz.farnell.com/				

Tab. 1 Porovnání přístrojových zesilovačů

Na základě těchto požadavků a po prostudování řady designů a datasheetů byl vybrán jako INA114BU od firmy TEXAS INSTRUMENT. Tento přístrojový zesilovač je velmi často používán i v dalších návrzích biozesilovačů (např. v projektu OpenEEG). Šum tohoto integrovaného obvodu je při $f = 10\text{Hz} - 15\text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ a $f_B = 0.1\text{Hz} - 10\text{Hz} - 0.4\text{ Vpp}$.

Jako operační zesilovač byl vybrán OPA2188AIDGKT. Je to nízkošumový, rail to rail zesilovač, vhodný pro lékařské přístroje a aktivní filtry.

název	AD822BRZ ($V_S = \pm 5\text{ V}$)	OPA2188AIDGK T ($V_S = \pm 2 - \pm 4\text{ V}$)	OPA2604AU E4	OPA177GS
Výrobce	ANALOG DEVICES	TI	TI	TI
cena*	298.08 CZK	121.16 CZK	141.12 CZK	83.99 CZK
napájecí napětí [V]	$\pm 2.5 - \pm 15$	$\pm 2 - \pm 18$	$\pm 4.5 - \pm 24$	$\pm 3 - \pm 18$
Input Offset Voltage (max) [μ V]	800	25	5000	60
Input Impedance Differential [$G\Omega \parallel pF$]	$104 \parallel 0.5$	$0,1 \parallel 6$	$1000 \parallel 8$	45 [$M\Omega$]
Input Impedance Common-Mode [$G\Omega \parallel pF$]	$104 \parallel 2.8$	$6000 \parallel 95$	$1000 \parallel 10$	200 [$G\Omega$]
CMRR (typ) [dB]	80	120	100	140
Slew Rate [V/ μ s]	3	0,8	25	0,3
Input voltage noise (typ)	$f = 0.1\text{ Hz} - 10\text{ Hz}$ $2\text{ }\mu\text{Vpp}$	$f = 0.1\text{ Hz} - 10\text{ Hz}$ $0,25\text{ }\mu\text{VPP}$	$f = 10\text{ Hz}$ $25\text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$	$f = 1\text{ Hz} - 100\text{ Hz}$ 85 nVrms
* cena 29. 4. 2014, http://cz.farnell.com/				

Tab. 2 Porovnání operačních zesilovačů

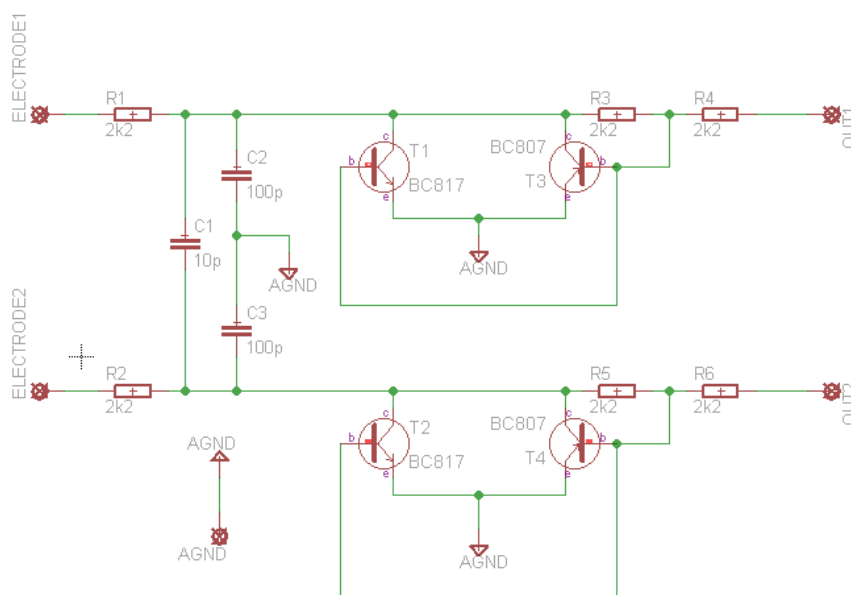
[6, 7, 12, 13, 14, 15, 16, 17]

5.2 Napájení obvodu

Napájení obvodu bude použita 9V baterie. Pro analogovou část je vytvořeno symetrické napájení pomocí obvodu TLE2426 tzv. „rail splitter“. Tento obvod funguje jako přesná virtuální zem tzn. jeho výstupní napětí je vždy rovno $\frac{1}{2}$ vstupního napětí, které je použito jako zem. Napětí na baterii (0V a 9V) je použito jako $\pm V_{CC}$. Použitím tohoto integrovaného obvodu je ušetřeno místo na DPS. Pro digitální část je použito nesymetrické napájení 0 – 3V. Toto je docíleno použitím lineárního regulátoru napětí HT7130A-1, který vytvoří napětí 3V.

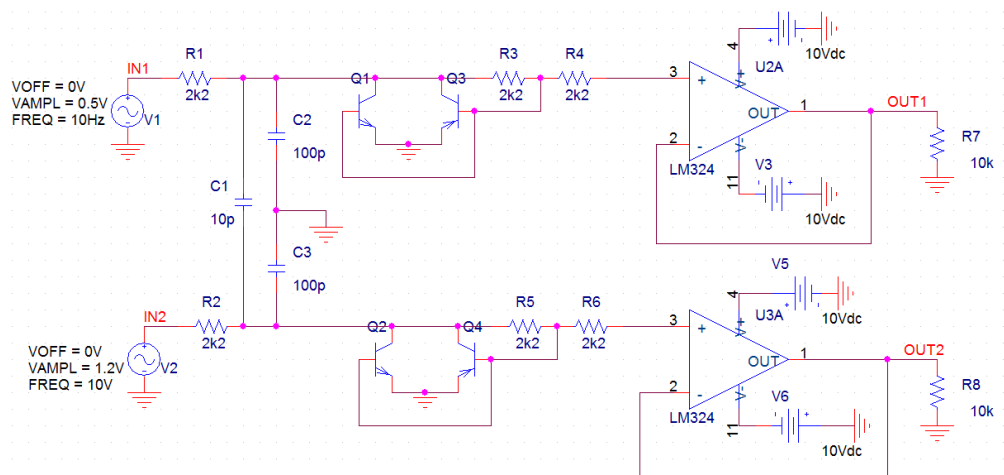
5.3 Ochranný obvod

Tento obvod je vložen mezi snímací elektrody a vstupy přístrojového zesilovače. Zapojení chrání PZ před poškozením elektrostatickým napětím a zároveň potlačuje vysoké frekvence, které se mohou naindukovat v kabelech snímacích elektrod. Biologický signál, snímáný na každé z páru vstupních elektrod, nejprve vstupuje přes 2k Ω rezistory a trojici kondenzátorů (DP). Následuje dvojice NPN a PNP tranzistorů pro odstranění elektrostatického napětí.

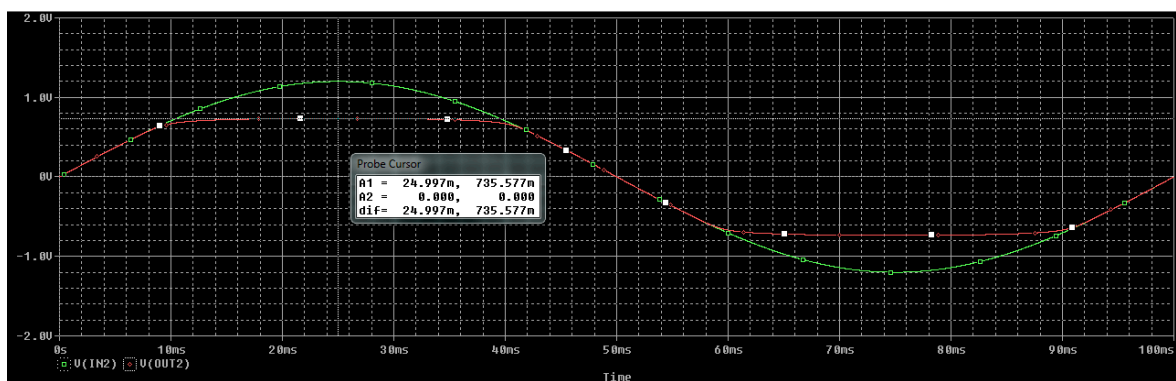


Obr. 22 Schéma ochranného obvodu

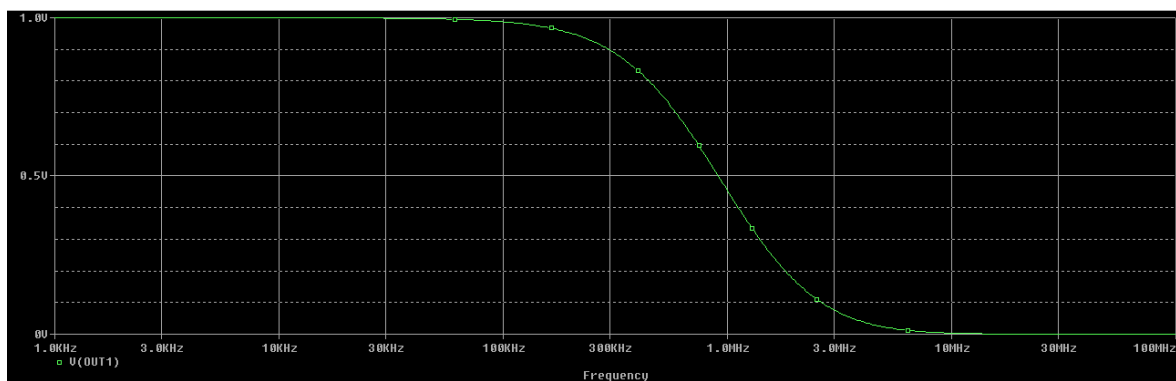
Obvod byl simulován v programu PSpice. Účel simulace bylo ověřit, jaké maximální napětí se může objevit na výstupu a jaké frekvence budou potlačeny. Při simulaci byl na výstup obvodu místo přístrojového zesilovače připojen sledovač napětí. Jak lze vidět na obr. 24, tyto tranzistory se otevřou, jakmile napětí na nich překročí hodnotu $\approx \pm 0,7V$ a jakékoliv škodlivé napětí bude svedeno na zem.



Obr. 23 Schéma obvodu pro simulaci



Obr. 24 Simulace ochranného obvodu v časové oblasti



Obr. 25 Frekvenční odezva ochranného obvodu

Tento ochranný obvod je stejný, jako je použit v projektu OpenEEG

5.4 Zesilovací část

Nejprve vstupuje oddělený signál z každé elektrody do přístrojového zesilovače, který provede odečet těchto signálů a jejich zesílení 13,5 krát. Toto zesílení je odvozeno ze vztahu uvedeného v datasheetu [7].

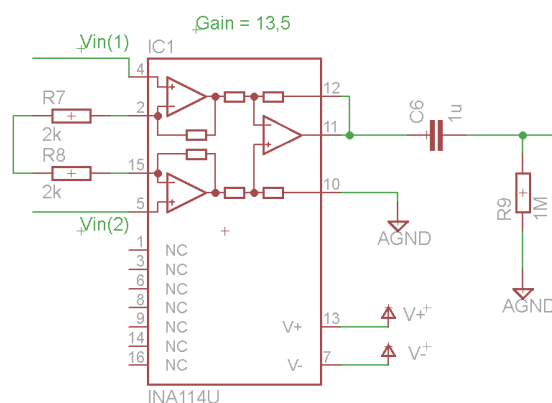
$$(5.1) \quad G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

Odpor R_G je ve schématu reprezentován sériovým spojením rezistorů R_7 a R_8 .

$$(5.2) \quad G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_7 + R_8} = 1 + \frac{50000}{2000 + 2000} = 13,5$$

Po výstupu z přístrojového zesilovače obsahuje rozdílový signál stejnosměrnou složku. Tato složka je odfiltrována pomocí pasivního filtru typu horní propust' s mezní frekvencí $f = 0,16$ Hz.

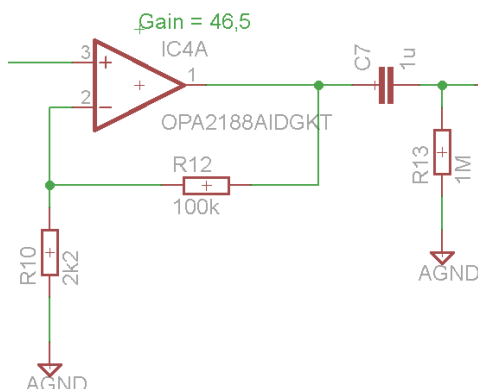
$$(5.3) \quad f = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_9 \cdot C_6} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 10^6 \cdot 10^{-6}} \approx 0,0159 [Hz]$$



Obr. 26 Zapojení přístrojového zesilovače a horní propusti

Signál je následně zesílen přibližně 46,5 krát (vzhledem k toleranci součástek je výpočet na 1 desetinné místo dostačující) pomocí neinvertujícího zesilovače.

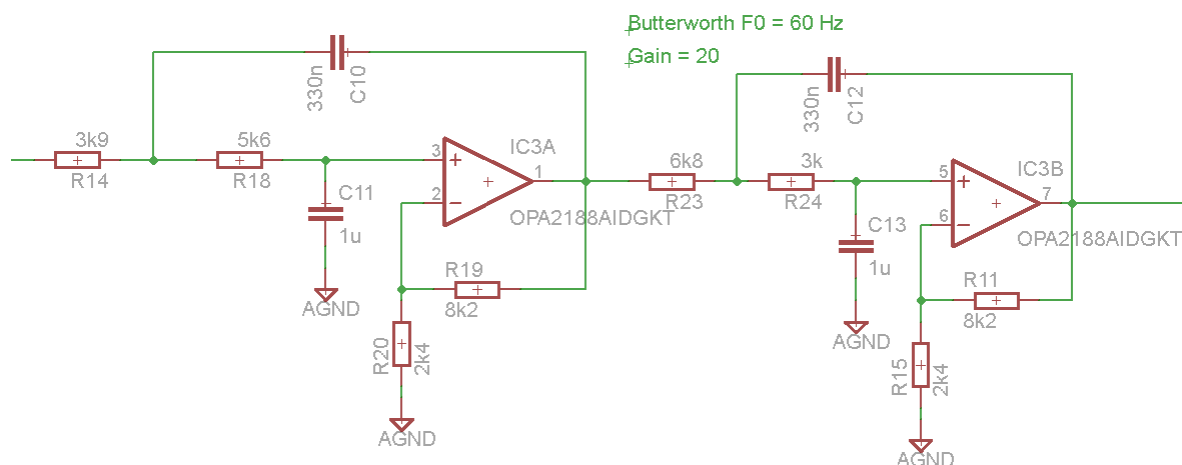
$$(5.4) \quad G = 1 + \frac{R_{12}}{R_{10}} = 1 + \frac{100000}{2200} \approx 46,5$$



Obr. 27 Zapojení neinvertujícího zesilovače a HP

Následuje další HP. Posledním prvkem v zesilovacím řetězci je aktivní filtr typu DP, jehož mezní frekvence je nastavena na 60 Hz. DP potlačuje rušení a zároveň slouží i jako antialiasing filtr. Tento filtr je 4. řádu, Sallen – Key topologie. Filtr byl navržen ve vývojovém prostředí FilterPro od firmy Texas Instruments. Protože je žádoucí, aby kmitočtová odezva byla

v propustném pásmu maximálně plochá, filtr je zkonstruován jako butterworthův, který tento požadavek splňuje.



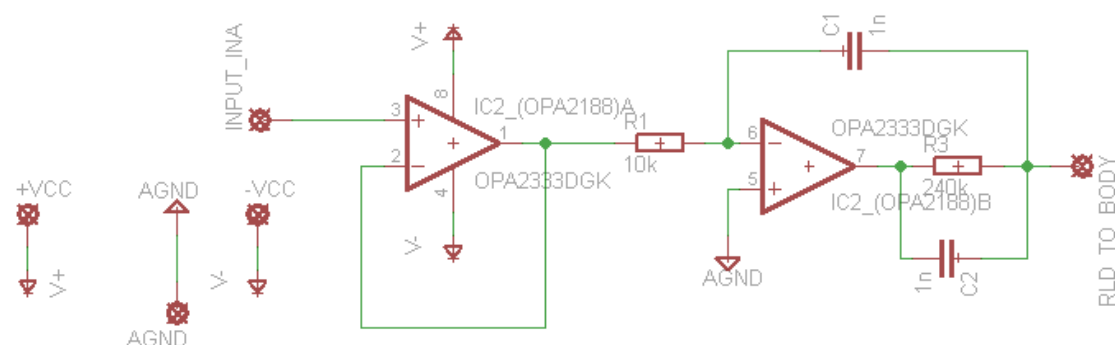
Obr. 28 Zapojení aktivní DP

Celkové zesílení je dáno násobkem všech tří zesilovacích stupňů.

$$(5.5) \quad G_{celk} = 13,5 \cdot 46,5 \cdot 20 = 12555$$

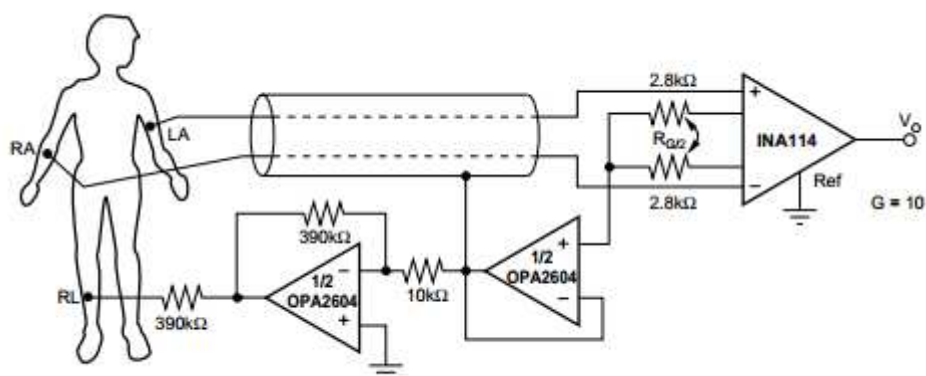
5.5 Driven right leg circuit

Driven right leg (také nazývaný right leg drive) bývá často přidáván jako součást biozesilovačů. Lidské tělo se chová jako anténa a lze na něm naměřit velké množství elektromagnetického rušení, zvláště 50 Hz z rozvodné sítě. Obvod je navržen tak, aby toto rušení potlačil. Jeho vstup je napojen na souhlasné napětí elektrod (lze ho naměřit na PZ). Nejprve je zařazen sledovač napětí, pro impedanční přizpůsobení. Následuje OZ, který invertuje signál a jeho výstup je připojen k zemníci elektrodě na těle pacienta. K tomuto OZ se připojují i signály z ostatních snímacích kanálů. Stejný obvod je popsán i v projektu OpenEEG.



Obr. 29 Driven right leg circuit

Texas instrument v datasheetech popisuje vlastní schéma tohoto obvodu pro EKG.

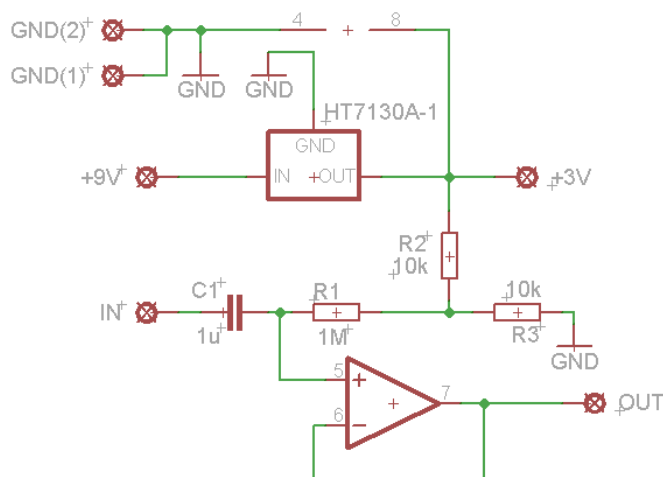


Obr. 30 Driven right leg circuit vyvinuté TI [7]

5.6 Konečná úprava signálu

Jelikož bude signál bezdrátově přenášen pomocí modulu cB-OLP425, je nutné, aby výstupní signál analogové části byl v rozsahu 0 – 3 V (napájecí napětí cB-OLP425). Ze zesilovací části obvodu může signál nabývat hodnot 0 – 9 V (užitečný signál je maximálně 3 V_{pp}). Tento obvod je zkonstruován jako samostatná DPS pojmenovaná „SensorToOLP425“, která se pomocí pinů připojí k biozesilovači.

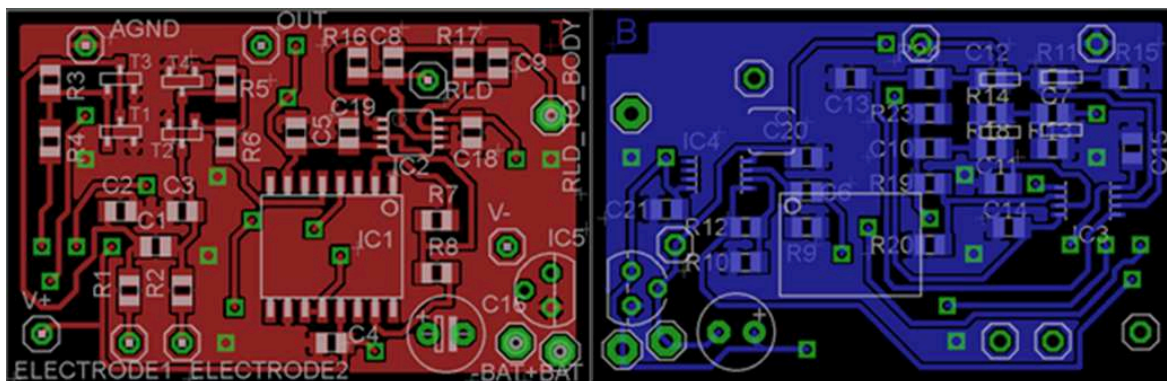
Signál nejprve projde HP s mezní frekvencí 0,16 Hz, která je místo na zem svedena 1,5 V. Následuje operační zesilovač typu rail to rail, zapojený jako sledovač napětí. Tento zesilovač je napájen napětím 0 – 3 V, takže je zajištěno, že na vstupu cB-OLP425 napětí vyšší než 3 V.



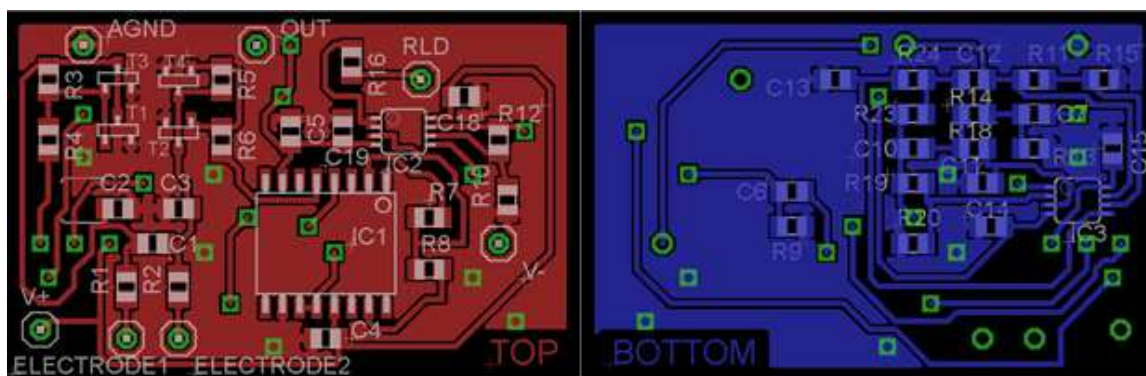
Obr. 31 Posunutí signálu v rozmezí 0 – 3V

5.7 Realizace zařízení

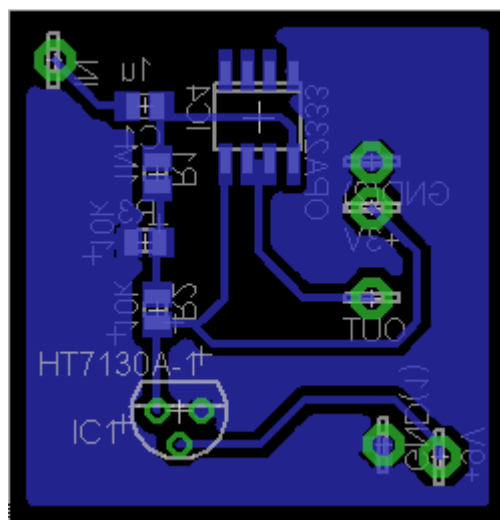
Kvůli ušetření místa na DPS je zařízení konstruováno převážně z SMD součástek, s drátovými vývodu jsou pouze TLE2426 a kondenzátor připojený k baterii. Celá deska má velikost 42,22 x 27,31 mm (šířka x výška). V přílohách lze tyto DPS najít vytvořeny v editoru plošných spojů Eagle (.brd).



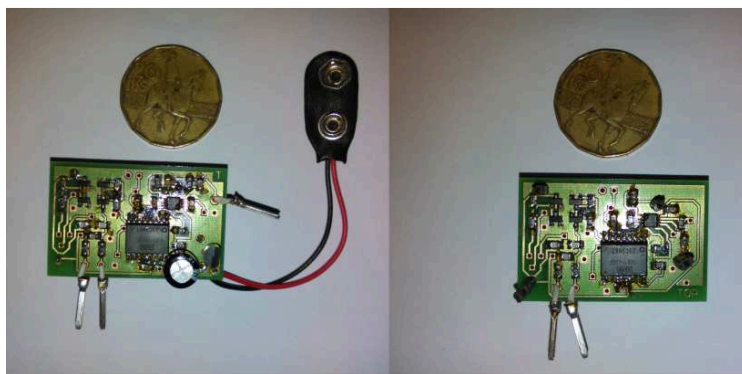
Obr. 32 DPS Main (zadní strana je zrcadlově otočeno)



Obr. 33 DPS Channel (zadní strana je zrcadlově otočeno)



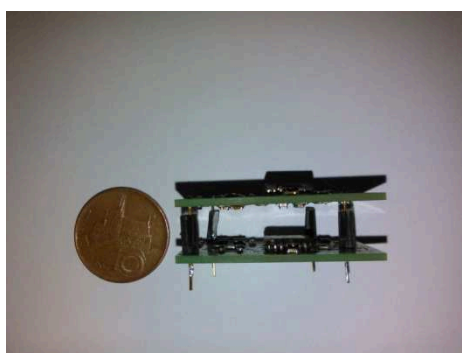
Obr. 34 DPS SensorToOLP425



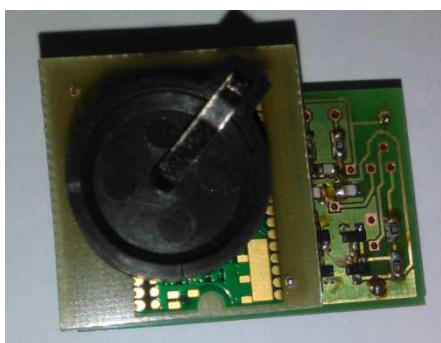
Obr. 35 Vyhotovená DPS Main a Channel, přední strana



Obr. 36 Vyhotovená DPS Main a Channel, zadní strana



Obr. 37 Sendvič varianta Main a Channel



Obr. 38 Spojení sensoru, SensorToOLP425 a bioložesilovače

6 Návrh a realizace bezdrátového přenosu měřených dat

Analogový signál z biozesilovače musí být nejprve převeden na digitální a bezdrátově poslán do PC. Po příjmu je nutné pakety rozšifrovat a přechíst data z ADC. Po přečtení dat je pak na uživateli, jak s nimi bude dále pracovat. Data je nutné uložit, a zobrazit. Bylo by žádoucí, aby uživatel měl možnost EEG signál zobrazit v reálném čase a s data dále pracovat (možnost zapnout číslicové filtry, provést rychlou Fourierovu transformaci).

6.1 cB-OLP425

Jak již bylo zmíněno, pro bezdrátový přenos je použit bluetooth low energy modul cB-OLP425 od firmy connectBlue. Tento integrovaný obvod je založen na CC2540 SoC od firmy Texas Instruments který v sobě kombinuje analogově-digitální převodník, 2,4 GHz vysílač, mikropočítač a 256 kB programovatelná flash paměť, 8 kB RAM. cB-OLP425 dále obsahuje teplotní sensor, akcelerometr, červenou a zelenou LED. Komunikace s těmito senzory je zajištěna pomocí I2C. CB-OLP425 je od výrobce nahrán demo aplikací, která demonstruje jeho použití [8].



Obr. 39 cB-OLP425 [22]

6.1.1 ADC

Cc2540 obsahuje integrovaný AD převodník, který může být nastaven v rozlišení 8 až 14 bitů. Má 8 analogových vstupů, které mohou být nastaveny buď jako single-ended nebo jako diferenční. Jako referenční napětí zde může být použito napětí externí, interní nebo napájecí. Je zde vstup pro připojení teplotního senzoru. Dále je zde možnost měření napájecí baterie. Výsledky převodu mohou být ukládány do paměti pomocí DMA [10].

6.2 cB-OLP425 firmware

Pro nahrání firmwaru pro cB-OLP425 se používá C/C++ kompilátor a debugger IAR Embedded Workbench IDE od firmy IAR Systems.

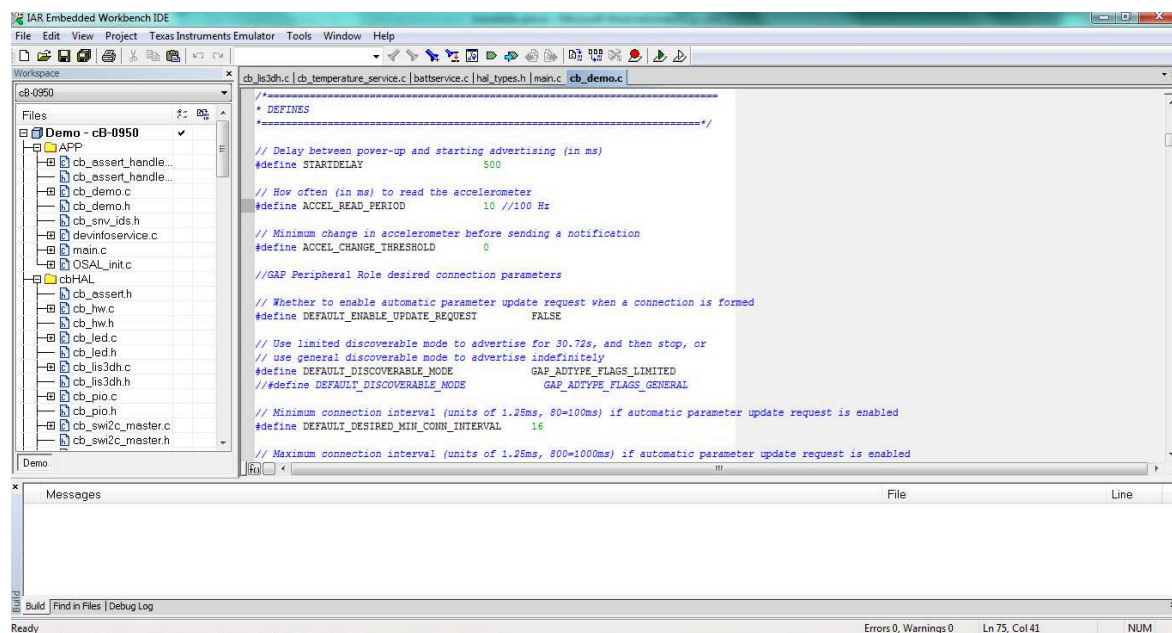
Výrobce nabízí možnost nahrát do modulu demo aplikaci (v jazyce C), která demonstruje jeho použití. Tato aplikace je založena na aplikaci keyfob demo od TI pro CC2540 se změnami, vyhovovali cB-OLP425 hardwaru.

Demo aplikace obsahuje následující služby (services) pro komunikaci s hardwarem.

- Device Information Service (součást Keyfob demo od TI)
- Battery Service (součást Keyfob demo od TI)
- LED Service (vyvinuto connectBlue)
- Temperature Service (vyvinuto connectBlue)
- Accelerometer Service (vyvinuto connectBlue)

Demo aplikace se spustí připojením napájecího napětí. Na začátku aplikace dojde k inicializaci hardwaru (HAL) a operačního systému (OSAL). Po skončení inicializace červená LED dioda obsažená v modulu 3 krát problikne. Demo aplikace následně umožní pomocí GUI ovládat LED diody a po povolení notifikace akcelerometru detekovat pohyb zařízením (akcelerometr má nastavený treshold). Pomocí GUI lze také měnit měřící rozsah akcelerometru.

Úpravou této aplikace, byl vytvořen program pro přenos dat z EEG senzoru. Nejprve bylo nutné zvýšit notifikační frekvenci na 100 Hz. Pak přepsáním části kódu pro čtení dat z akcelerometru na čtení dat z ADC a nastavením jeho tresholdu na 0, bylo docíleno posílání digitalizovaných dat ze senzoru do PC. V původním programu byla hodnota z akcelerometru zastoupena 8 bitovým integerem. Jelikož je ale žádoucí, aby rozlišitelnost převodníku byla co největší, je ADC nastaven na měření s přesností na 14 bitů. Z tohoto důvodu je nutné změnit původní 8 bitový integer na 16 bitový a zbývající 2 bity doplnit 0. Rychlosti čtení ADC je nastavena na 100 Hz. Při měření se ale ukázalo, že i když bylo rozlišení ADC nastaveno na 14 bitů, jeho převod je pouze 13 bitový [9].



Obr. 40 Pracovní plocha programu IAR Embedded Workbench

```

int8 cbLIS_readX(void)
{
    uint8 highByte;
    //uint8 lowByte;

    highByte = read(LIS3DH_OUT_X_H);
    //lowByte = read(LIS3DH_OUT_X_L);

    //return (int16)((uint16)lowByte + (((uint16)(highByte)) << 8));
    return (int8)highByte;
}

```

Obr. 41 Původní kód pro čtení akcelerometru

```

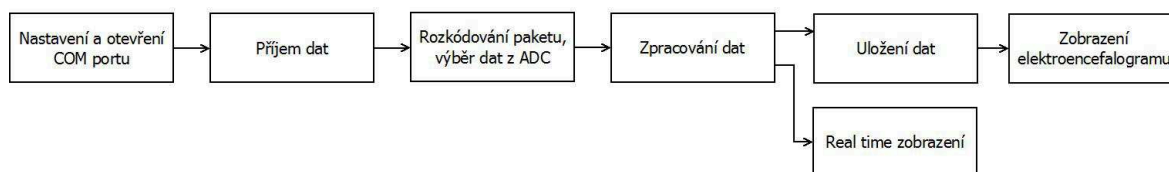
int16 cbLIS_readX(void)
{
    uint16 adc;
    HalAdcSetReference( HAL_ADC_REF_AVDD );
    adc = HalAdcRead( HAL_ADC_CHN_AIN0, HAL_ADC_RESOLUTION_14 );
    return (int16)(adc);
}

```

Obr. 42 Přepsaný kód pro čtení ADC

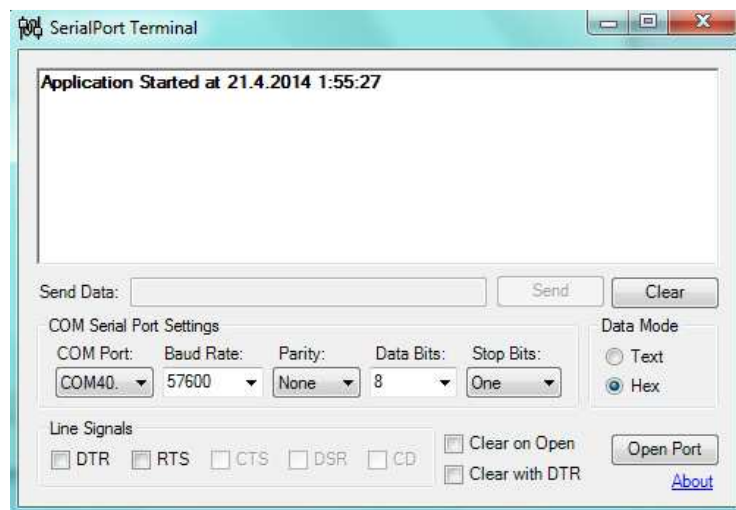
6.3 Program pro zobrazení měřených dat v PC

Úkolem aplikace, se kterou bude uživatel pracovat – GUI nejprve nastavit a otevřít COM port pro komunikaci po sériové lince. GUI musí být schopno komunikovat s OLP425 příjmem a odesláním paketů po sériové lince. Obdržená data je dále nutné pro jejich další zpracování rozšifrovat. Hodnoty získané AD převodem je nutné následně zpracovat, aby bylo možné tyto informace uložit a zobrazit. Bylo by žádoucí, aby uživatel měl možnost vidět elektroencefalogram v reálném čase.



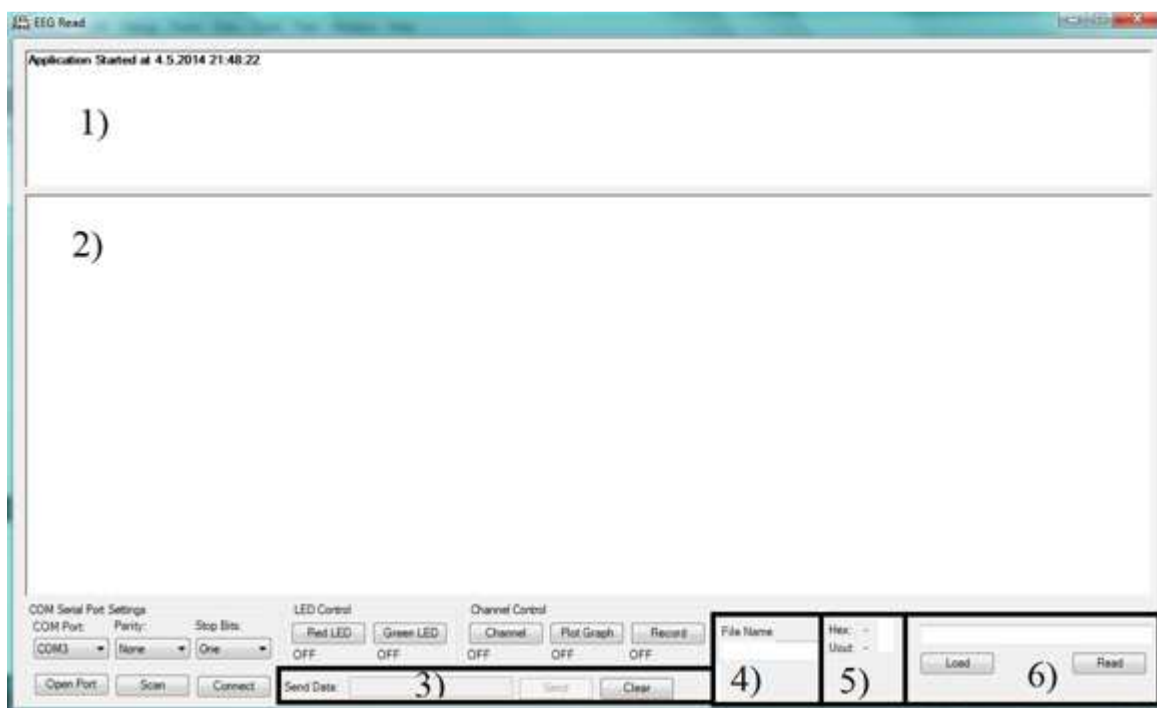
Obr. 43 Blokové schéma GUI

Pro vytvoření GUI bylo vybráno vývojové prostředí Microsoft Visual Studio a jazyk C#. Uživatelské rozhraní je postaveno na programu SerialPortTerminal (dostupný z <http://msmvps.com/blogs/coad/archive/2005/03/23/39466.aspx>, 21. 4. 2014). Tento program slouží pro komunikaci po sériové lince. Aplikace byla upravena tak, aby byla pouze schopna nalézt COM port, otevřít jej, a dále posílat a přijímat data v hexadecimálním tvaru.



Obr. 44 SerialPort Terminal

K takto zredukované aplikaci byla přidána tlačítka pro odesílání hexadecimálních dat, které slouží pro ovládání cB-OLP425.



Obr. 45 EEG GUI

Na obr. 45 je možné vidět aplikaci pro zpracování EEG signálu. GUI obsahuje tlačítka pro ovládání COM portu a cB-OLP425. Dále jsou zde části pro:

- 1) Zobrazení příchozích a odchozích dat
- 2) Vykreslení EEG
- 3) Manuální odeslání dat, mazání okna pro zobrazení dat
- 4) Napsání názvu souboru, do kterého se uloží výsledky

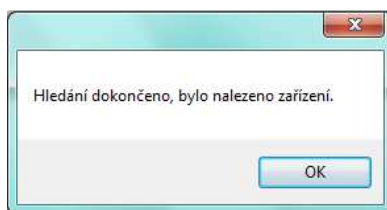
- 5) Zobrazení velikosti signálu na výstupu analogové části v hexadecimálním tvaru (výstup ADC) a ve voltech
- 6) Načtení a vyobrazení uložených dat

Přepínací tlačítka jsou vytvořena přidáním integeru, který při každém stisku tlačítka inkrementuje o jeden. Aplikace pak počítá zbytek po dělení 2. Je-li zbytek roven 1 tlačítko se chová jako ON, je-li roven 0, funguje jako OFF.

```
private void button5_Click(object sender, EventArgs e)
{
    ControlRedLed++;
    if (ControlRedLed % 2 == 1)
    {
        try
        {
            //01 92 FD 05 00 00 39 00 01
            byte[] bytesToSend = new byte[9] { 0x01, 0x92, 0xFD, 0x05, 0x00, 0x00, 0x39, 0x00, 0x01 };
            comport.Write(bytesToSend, 0, 9);
            Log(LogMsgType.Outgoing, ByteArrayToHexString(bytesToSend) + "\n");
            label7.Text = "ON";
        }
        catch (Exception ex)
        {
            MessageBox.Show(ex.Message);
        }
    }
}
```

Obr. 46 Kód pro tlačítko ON (červená LED dioda)

Po spuštění aplikace a vložení USB donglu uživatel tlačítkem „Open Port“ otevře a nastaví parametry pro komunikaci po sériové lince. Tlačítko „Scan“ pak slouží pro vyhledávání dostupných zařízení. Pomocí vyskakovacího okna uživatel získá informaci o výsledku vyhledávání. Pokud zařízení nebude nalezeno, je doporučeno znovu k němu připojit napájecí baterii.



Obr. 47 Vyskakovací okno GUI – zařízení je nalezeno

Pro připojení zařízení uživatel stiskne tlačítko „Connect“, po připojení se objeví vyskakovací okno. Přenos dat z ADC je zahájen stiskem „Channel“.



Obr. 48 Vyskakovací okno GUI, zařízení je připojeno

Přijímaná data jsou všechna ukládána do FIFO paměti. Následně se spustí vlákno, které zpracovává data.

```
{
    // Obtain the number of bytes waiting in the port's buffer
    int bytes = comport.BytesToRead;

    // Create a byte array buffer to hold the incoming data
    byte[] buffer = new byte[bytes];

    // Read the data from the port and store it in our buffer
    comport.Read(buffer, 0, bytes);
    rx.Enqueue(buffer);

    if (IncomingData == true)
    {
        Thread ReceiveData = new Thread(DataHandling);
        ReceiveData.IsBackground = true;
        ReceiveData.Name = "HandlingReceiveData";
        ReceiveData.Start();
        IncomingData = false;
    }
}
```

Obr. 49 Uložení dat do paměti a spuštění vlákna na jejich zpracování

Vlákno se bude vykonávat, dokud bude otevřen COM port. Pokud jsou ve FIFO paměti uložena data, zjistí, zda mají stejnou délku jako data která obsahují informace z ADC (bylo zjištěno pomocí programu BTool od TI). Pokud ano, budou porovnána s polem bytů, které odpovídá začátku pole bytů nesoucí hodnotu z ADC. Při shodě poslední dva byty obsahují žádanou hodnotu. Nejprve je poslán LSB, pak MSB. Před převodem na integer musí být tedy přehozeny.

```
if (bytes1 == 13)    //first data filter (by data length)
{
    for (int i = 0; i < 11; i++)
    {
        if (buffer1[i] == rx_acc_X[i])    //comparing bytes to expencting first bytes of Channel 1 bytes
        {
            continue;
        }
        else
        {
            goto DifferentData;
        }
    }
}
```

Obr. 50 Třídění dat

GUI taktéž umožňuje EEG signál uložit do textového souboru (napětí na výstupu analogové části). Po zvolení názvu textového souboru („File Name“) a zapnutí nahrávání (tlačítko „Record“) bude každá příchozí hodnota z ADC zapsána na nový řádek tohoto souboru. Jelikož se ale data načítají z FIFO paměti, je doporučeno zvolit název a zapnout nahrávání před zapnutím EEG kanálu. Data se totiž zpracovávají se zpožděním, závislém na výkonu PC. Zapnutím nahrávání před spuštěním měření a vypnutím až po jeho přenosu je vyloučena ztráta informací. Takto uložená data lze v GUI také zobrazit. Nejprve je pomocí tlačítka „Load“ vybrán soubor ve kterém jsou data. Pomocí tlačítka „Read“ jsou pak vykreslena jako vstupní signál v μV (třídy pro vykreslování dat byly dodány na cvičeních SMŘ 2013/2014).

Data lze také současně se zpracováním dat vykreslovat (Tlačítko „Plot Graph“). Tato možnost však není ještě zcela vyladěna.

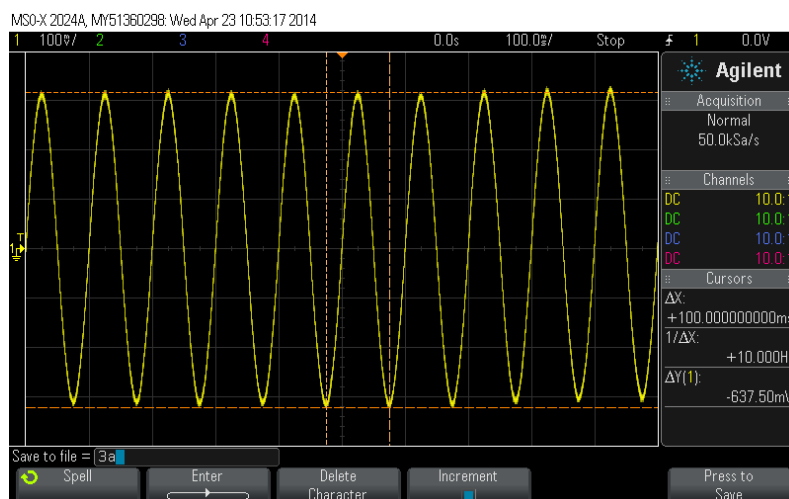
```
string FileName = textBox2.Text + ".txt";  
if (b == 1)  
{  
    using (StreamWriter WriteValue = new StreamWriter(FileName, true)) //writing EEG value to txt file  
    {  
        WriteValue.WriteLine(Channel1dataDecText);  
        WriteValue.Flush();  
    }  
}
```

Obr. 51 Kód pro uložení dat

7 Testování

7.1 Testování analogové části

Analogová část byla testována pomocí generátoru signálu Agilent 33220A. Měření probíhalo na osciloskopu Agilent MSO-X 2024A. Na generátoru lze nastavit minimální amplitudu signálu 20 mVpp. Velikost EEG signálu se pohybuje v hodnotách desítek μV . Výstup generátoru byl tedy připojen na napěťový dělič, který rozdělí napětí v poměru 1:400. Napětí, přivedené na vstup analogové části bylo tedy 50 μVpp .

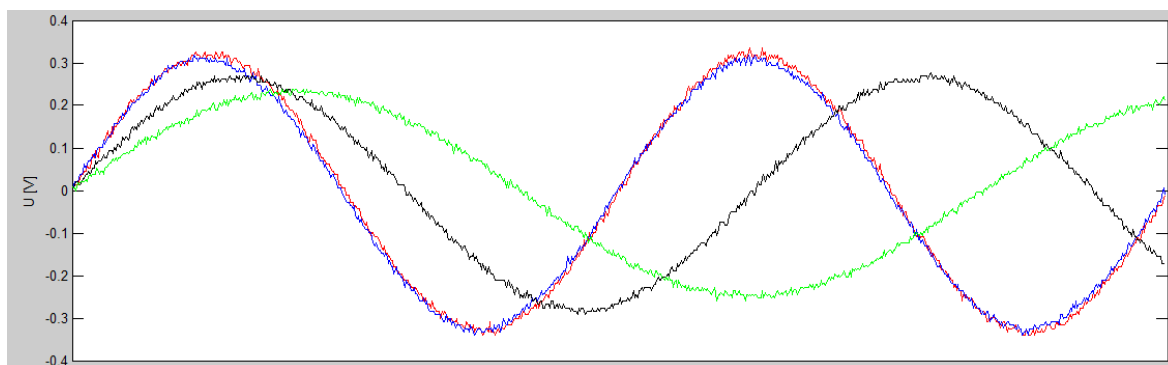


Obr. 52 Výstup z biozesilovače a analogové části

Na obr. 52 lze vidět, že zesílený sinusový signál není zkreslen a jeho amplituda je 637,5mVpp, což vzhledem k toleranci součástek odpovídá teorii.

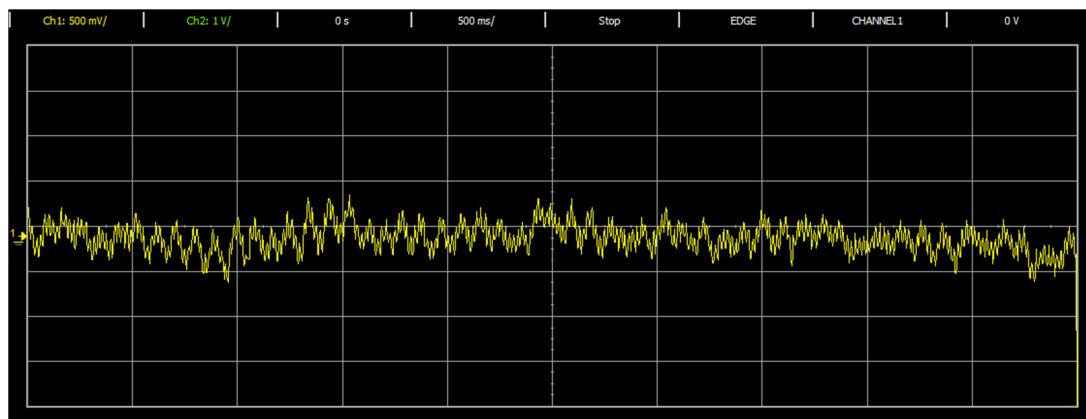
$$U_{vystup} = G \cdot U_{vstup} = 12555 \cdot 50 \cdot 10^{-6} = 627,75 \cdot 10^{-3} [\text{V}]$$

Obr. 53 pak porovnává amplitudy signálu s frekvencí 1 Hz (červený), 10 Hz (modrý), 20 Hz (černý) a 30 Hz (zelený). Tento graf byl vytvořen v Matlabu a pro zlepšení přehlednosti z něj byla odstraněna informace o čase. S rostoucím kmitočtem je zde vidět útlum přenosu. Tento útlum by však neměl výrazněji ovlivnit vyhodnocení signálu.



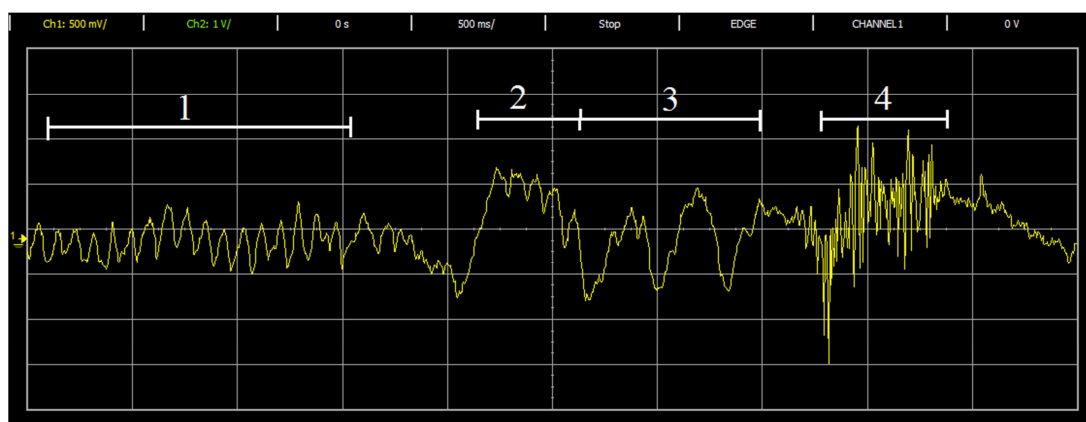
Obr. 53 Amplitudy signálu při $f = 1 \text{ Hz}$; 10 Hz ; 20 Hz ; 30 Hz

Jelikož EEG signál má velmi malou amplitudu, je při měření biologického signálu velmi důležité správné upevnění snímacích elektrod a také prostředí, ve kterém je měření prováděno. Při nedodržení jedné z těchto podmínek je snímáný signál zašuměn 50hertzovým rušením z rozvodné sítě, nebo se stává zcela nečitelný.



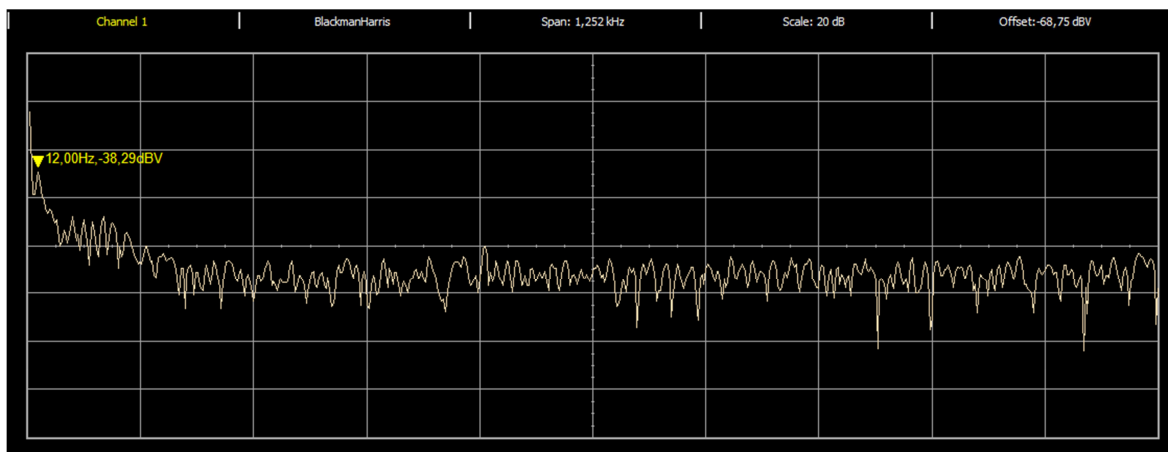
Obr. 54 Alfa vlny zašuměny 50 Hz

Protože EEG je více stochastické (než např. EKG), může být pro nezkušeného uživatele těžké odlišit šum od užitečného signálu. Z tohoto důvodu byly při testech měřeny vlny alfa, které se objevují při relaxaci, dále byla měřena reakce sensoru na mrknutí (projeví se jako špička) a zatnutí zubů (šum).



Obr. 55 Elektroencefalogram

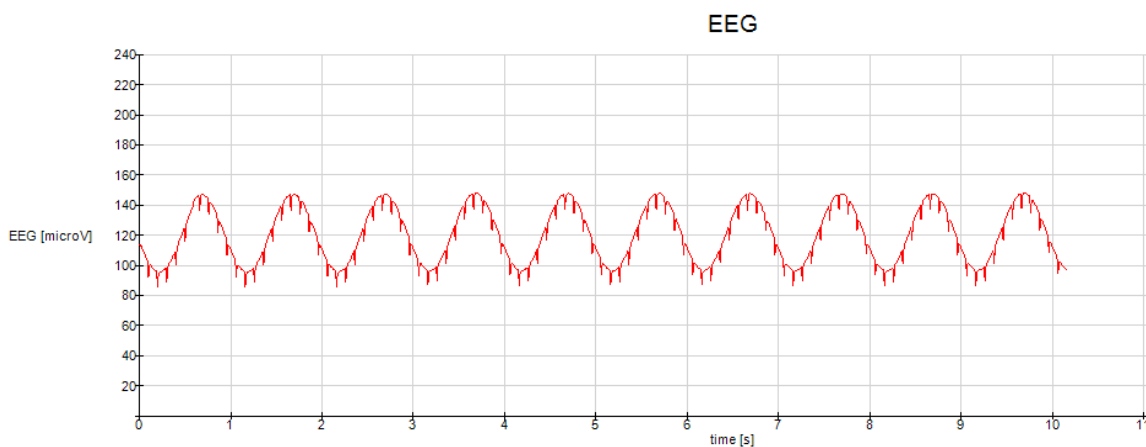
Na obr. 55 lze z počátku záznamu pozorovat alfa vlny (1), následovány otevřením očí (2), 3x mrknutím (3) a zatnutím zubů (4). Pro ověření zda se skutečně jedná o alfa vlny, byla provedena Rychlá Fourierova transformace (FFT). Tuto funkci nabízí osciloskop Agilent U2702A, nebylo tedy nutné připojení dalších měřicích zařízení, nebo provádění výpočtů. Jak lze vidět na obr. 56, při měření vln alfa byla v signálu nejvíce zastoupena 12hertzová harmonická složka, což odpovídá teorii.



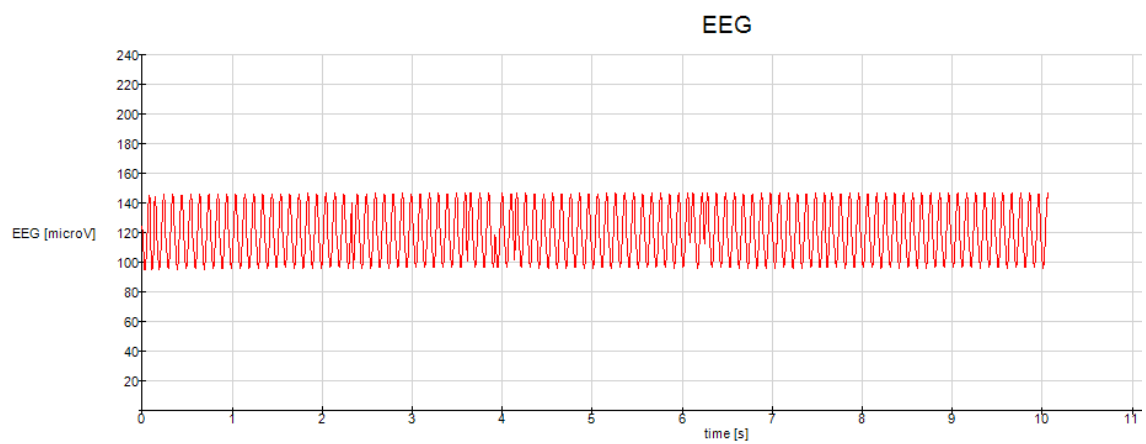
Obr. 56 FFT – vlny alfa

7.2 Testování digitální části

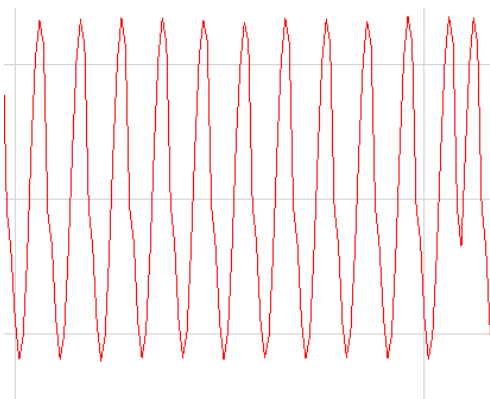
Po zkoušce analogové části byl proveden test, pro zjištění kvality bezdrátového přenosu. Na vstup senzoru byl připojen harmonický signál s amplitudou $50 \mu V_{pp}$ a mezi výstup analogové části a virtuální zem byl připojen osciloskop (při připojení mezi GND a výstup docházelo ke zkreslení signálu). Následně byl zahájen bezdrátový přenos. Pomocí porovnání výstupu GUI a osciloskopu byla pak určena kvalita digitální části. Na obr. 57 – 62 jsou zobrazeny výsledky tohoto testu.



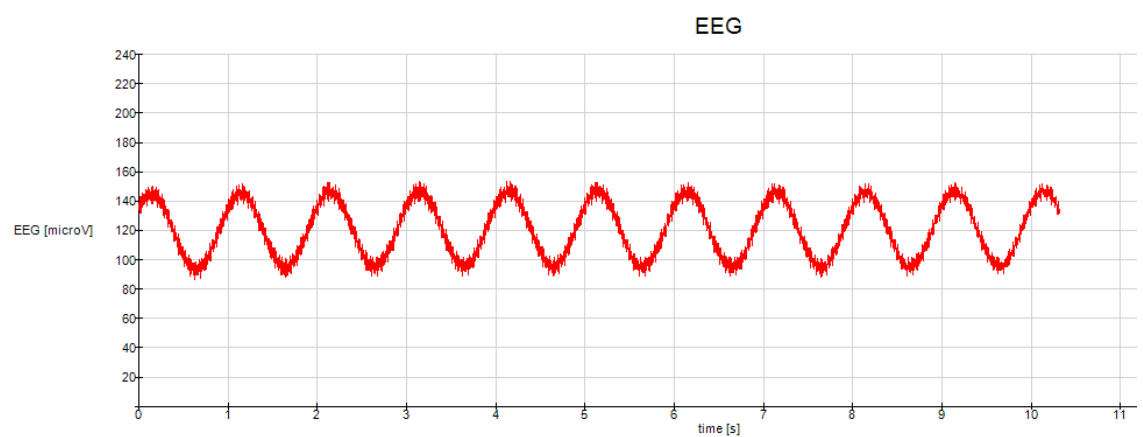
Obr. 57 Výstup GUI, $f = 1$ Hz, GUI



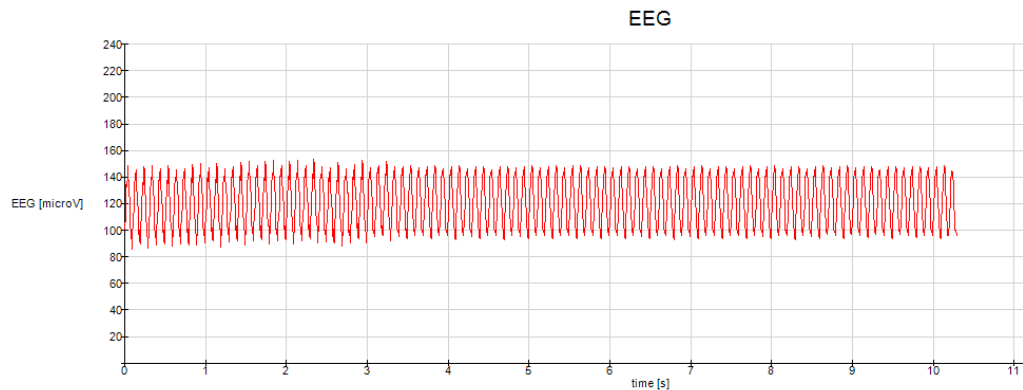
Obr. 58 Výstup GUI, $f = 10$ Hz, GUI



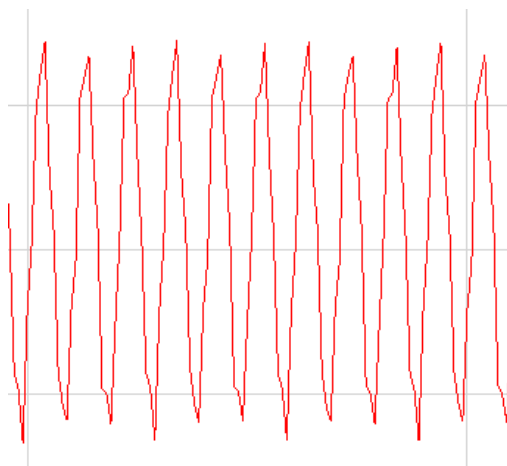
Obr. 59 Výstup GUI, $f = 10$ Hz, GUI detail



Obr. 60 Výstup GUI, $f = 1$ Hz, Device monitor



Obr. 61 Výstup GUI, $f = 10$ Hz, Device monitor

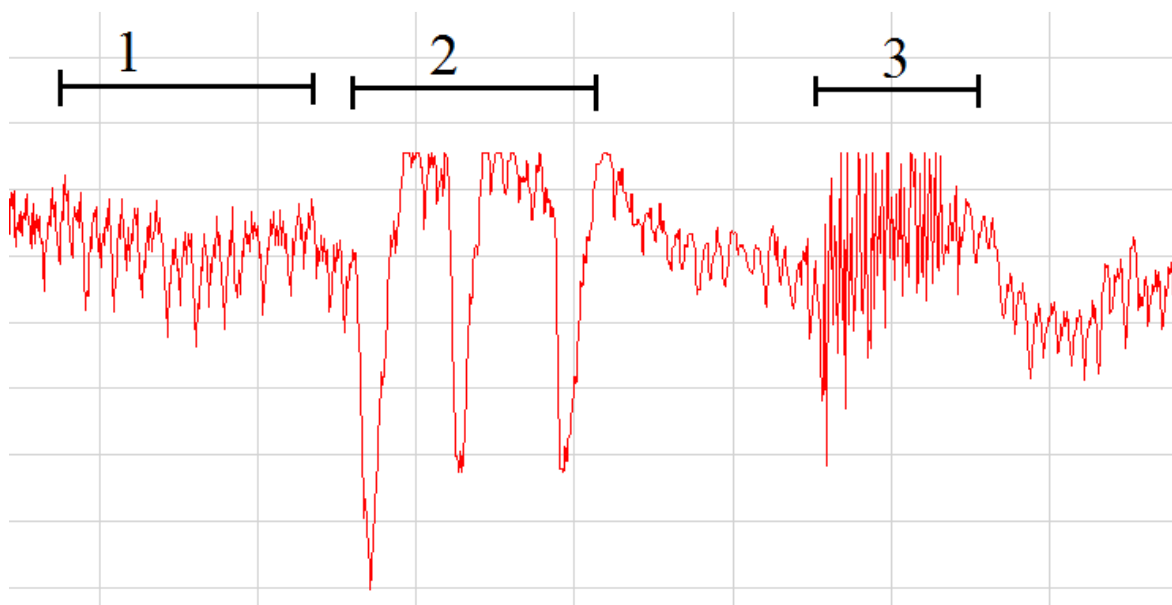


Obr. 62 Výstup GUI, $f = 10$ Hz, Device Monitor detail

Testem bezdrátového přenosu bylo zjištěno, že při „oživení“ COM portu pomocí GUI dochází k nežádoucím nepravidelným chybám v přenosu digitalizovaných dat (obr. 58). Zaznamenaný sinusový signál neodpovídá generovanému testovacímu signálu a správně měřenému analogovu částí realizovaného zařízení. Toto může být způsobeno buď ztracenými daty při přenosu, nebo chybou ve zpracování přijímaných dat v PC.

Při oživení COM portu pomocí aplikace BLE Device Monitor se kvalita bezdrátového přenosu výrazně zlepšila. Z toho lze usoudit, že kód GUI pro nastavení COM portu není zcela správný.

Dále byly provedeny testovací měření na reálných biologických signálech. Na záznamu obr. 63 je záznam z provedených měření. Jsou znatelně vyznačeny alfa vlny EEG signálu (1) a artefakty – 3x mrknutí očí (2) a zatnutí zubů (3).



Obr. 63 Záznam EEG signálu, GUI

Provedená měření jsou k dispozici v přílohách.

8 Závěr

Cílem práce bylo vytvoření zařízení, které je schopno zaznamenávat EEG signál v domácích podmínkách, uložit jej a zobrazit.

Výsledkem práce je zařízení, které je schopno při správném proškolení uživatele (zejména ohledně připojení snímacích elektrod) krátkodobě registrovat EEG signál, zesílit jej a pomocí modulu cB-OLP425 je přenést do PC. V aplikaci napsané v programovacím jazyce C# lze s tímto modulem komunikovat a ovládat tak přenos dat. Takto získaný elektroencefalogram je pak možné v aplikaci uložit a zobrazit.

Na této práci lze najít prostor pro její další rozvinutí a vylepšení. Vylepšit práci lze například přizpůsobením výstupu biozesilovače modulu OLP425 a zbavit se tak obvodu pro posunutí signálu v do rozmezí 0 – 3 V. Další možnost pro zdokonalení práce je její digitální část, zejména optimalizace GUI. Přeprogramováním tohoto programu lze zrychlit zpracování dat. K rychlejšímu chodu GUI by pravděpodobně i přispělo i úprava kódu OLP425 aby neposílal data při každém měření ADC, ale posílal najednou informace o více měření současně. GUI by tudíž nemusel tak často třídit přijaté pakety.

Při dokončení „sendvič“ varianty, by bylo možné snímat s více kanály současně. S optimalizací sw, lze přidat i program pro vyhodnocování biosignálu (tento program by mohl např. hledat epileptické hroty). Zařízení by tak mohlo sloužit jako první upozornění na akutní patologické stavy a vzhledem k tomu, že při pouhé změně jednoho rezistoru (R10, nebo R12) lze změnit zesílení tak, aby bylo možné zaznamenávat i jiné biosignály (např. EKG) je možné varovat i před jinými život ohrožujícími stavy (např. infarkt myokardu).

K zařízení se dále dají implementovat další senzory (teploměr, magnetometr, gyroskop, akcelerometr), některé z nich jsou již dokonce v OLP425 obsaženy. Pak by bylo možné skoro na míru vytvořit zařízení určené pro varování před určitým stavem, nebo vytvořit univerzální snímač varující před život ohrožujícím stavem.

Při vytvoření kompatibility s chytrými telefony, může být pacient sledován i mimo svůj domov. Při zaznamenání nebezpečí, může pak zařízení pomocí internetového připojení varovat výše monitorovací službu a eventuálně pomocí GPS nahlásit pacientovu pozici.

Výsledky a této práce se mohou stát přínosem pro rozvoj oblasti telemedicíny. Tyto zařízení poskytují díky „sendvič“ variantě, snadné úpravě zesílení a univerzálnímu modulu pro bezdrátovou komunikaci širokou možnost uplatnění ve snímání a zpracování biosignálu v domácím prostředí.

9 Literatura:

- [1] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [2] PENHAKER, Marek. přednášky ZEP1, 2013
- [3] SETIJADI, Ary, Ori NOVANDA a Tati L. R. MENGKO. Development of an experimental portable electroencephalograph (case study: Alpha wave detector). Proceedings of the 2011 International Conference on Electrical Engineering and Informatics. IEEE, 2011, s. 1-6. DOI: 10.1109/ICEEI.2011.6021817. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6021817>
- [4] CHMELÁŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995, 192 s. ISBN 80-858-6763-X.
- [5] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. *Zpracování biologických signálů*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2007, 1 CD-R. ISBN 978-80-248-1491-9.
- [6] TEXAS INSTRUMENTS. OPA2188AIDGKT [online] 2011 [citováno 30. 4. 2014]. Dostupný z: <http://www.farnell.com/datasheets/1448171.pdf>
- [7] TEXAS INSTRUMENTS. INA114BU [online] 2013 [citováno 30. 4. 2014]. Dostupný z: <http://www.farnell.com/datasheets/1762490.pdf>
- [8] TEXAS INSTRUMENTS. CC2540 [online] 2013 [citováno 30. 4. 2014]. Dostupný z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cc2540.pdf>
- [9] TEXAS INSTRUMENTS. CC2540/41 Software Developer's Guide v1.3.2 [online] 2013 [citováno 30. 4. 2014]. Dostupný z: <http://www.ti.com/lit/ug/swru271f/swru271f.pdf>
- [10] TEXAS INSTRUMENTS. CC2540/41 User's Guide [online] 2014 [citováno 30. 4. 2014]. Dostupný z: <http://www.ti.com/lit/ug/swru191f/swru191f.pdf>
- [11] MOHYLOVÁ, Jitka a Josef PUNČOCHÁŘ. *Elektrické obvody II: základy elektroniky*. Vyd. 1. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2012, 1 CD-ROM. ISBN 978-80-248-2602-8.
- [12] Analog Devices. AD620BRZ [online] 2014 [citováno 30. 4. 2014]. Dostupný z: <http://www.farnell.com/datasheets/1789891.pdf>
- [13] TEXAS INSTRUMENTS. INA826AID [online] 2013 [citováno 30. 4. 2014]. Dostupný z: <http://www.farnell.com/datasheets/1762967.pdf>
- [14] TEXAS INSTRUMENTS. INA118UB [online] 2009 [citováno 30. 4. 2014]. Dostupný z: <http://www.farnell.com/datasheets/662144.pdf>
- [15] Analog Devices. AD822BRZ [online] [citováno 30. 4. 2014]. Dostupný z: <http://www.farnell.com/datasheets/656988.pdf>

[16] TEXAS INSTRUMENTS. OPA2604AUE4 [online] 2009 [citováno 30. 4. 2014]. Dostupný z: <http://www.farnell.com/datasheets/1361053.pdf>

[17] TEXAS INSTRUMENTS. OPA177GS [online] 2008 [citováno 30. 4. 2014]. Dostupný z: <http://www.farnell.com/datasheets/1504691.pdf>

[18] KLUKA, Kamil. *Analýza signálu EEG v prostředí Matlab*. Ostrava, 2010. Diplomová práce. VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství.

[19] KLUS, M. *Měření a analýza elektroencefalogramu*. Brno, 2011. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství.

[20] Wikiskripta: Elektroencefalografie. [online]. [cit. 2014-05-02]. Obrázek ve formátu PNG. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Elektroencefalografie>

[21] Wikibooks: Praktická elektronika/Operační zesilovače. [online]. [cit. 2014-05-02]. Obrázek ve formátu PNG. Dostupné z: http://cs.wikibooks.org/wiki/Praktick%C3%A1_elektronika/Opera%C4%8Dn%C3%AD_zesilova%C4%8De

[22] ConnectBlue Support: cB-OLP425 Development Kit Getting started. [online]. [cit. 2014-05-02]. Obrázek ve formátu JPEG. Dostupné z: <http://support.connectblue.com/display/PRODBTPLA/cB-OLP425+Development+Kit+Getting+started>

10 Seznam příloh

Příloha 1	Podklady pro vytvoření DPS
Příloha 2	GUI
Příloha 3	Vytvořený projekt v MS Visual Studio
Příloha 4	Naměřená data